Universidade de São Paulo – USP
Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – FFCLRP
Departamento de Física
Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e Biologia –
FAMB

Desenvolvimento de um dispositivo para controle da qualidade da imagem digital intraoral

Paulo Zago Leonel

Ribeirão Preto – SP

2020

Paulo Zago Leonel

Desenvolvimento de um dispositivo para controle da qualidade da imagem digital intraoral

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – FFCLRP – da USP, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador: Prof. Dr. Alessandro Martins da Costa (*in memorium*).

Orientadora: Profa. Dra. Patrícia Nicolucci.

Ribeirão Preto – SP

2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo da publicação
Departamento de Física
Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – FFCLRP
Universidade de São Paulo – USP

Leonel, Paulo Zago

Desenvolvimento de um dispositivo para controle da qualidade da imagem digital intraoral. Ribeirão Preto, 2020.

115 p.: il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Física Aplicada à Medicina e Biologia.

Orientadora: Nicolucci, Patrícia.

1. Controle da Qualidade. 2. Dispositivo de Teste.
3. Radiodiagnóstico Odontológico. 4. Imagem Digital Intraoral.

Nome: LEONEL, Paulo Zago

Título: Desenvolvimento de um dispositivo para controle da qualidade da imagem digital intraoral.

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto – FFCLRP – da USP, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____

Julgamento: _____

*Ao meu eterno orientador,
Prof. Dr. Alessandro Martins da Costa
(in memorium).*

Agradecimentos

À Deus, por sempre abençoar minha vida e iluminar minha trajetória, fazendo com que eu nunca perdesse a esperança e a fé ao longe dessa caminhada.

Aos meus pais, Fátima e Leonel, por sempre incentivarem meus estudos e acreditarem em meu potencial, dando o apoio e o suporte que precisei. Agradeço por serem meu exemplo de vida, dos quais me espelho para a cada dia me tornar uma pessoa melhor. Obrigado por existirem. Amo vocês.

Ao meus irmãos, Thiago e Denise, por sempre estarem presente nessa etapa tão importante de minha vida, compartilhando suas experiências quanto a vivência na universidade, sendo um suporte para tudo que necessitei nesta jornada. E aos meus cunhados, Valéria e Guilherme, por estarem a disposição para o que eu precisasse.

Ao Professor Alessandro por me confiar a execução deste estudo, estando presente e solícito em todos os momentos, sejam eles de desenvolvimento do projeto ou de conversa entre amigos, que me proporcionaram crescimento profissional e pessoal. Infelizmente, ele não pôde acompanhar o final deste percurso, mas está presente em cada resultado adquirido e em cada discussão realizada.

À Professora Patrícia por acreditar no estudo e agarrá-lo, junto comigo, na parte final de sua execução, estando presente e dando o suporte e orientações necessárias sempre de forma atenciosa e disponível.

À Bruna, Nathany, Caroline, Franciane e Rogério que sempre estiveram presentes para ajudar no que fosse necessário ou apenas para ouvir sobre os acontecimentos do mestrado.

Aos meus companheiros do grupo Toco's – Caio, Nathasha, Karen, Vivian, Dadalt e Kaio – por tornarem esse dois anos agradáveis e inesquecíveis, deixando o mestrado mais fácil e leve, fortalecendo e criando alianças que levarei para o resto da vida.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto – FORP – por permitir que eu realizasse este estudo em suas clínicas, tendo o suporte da técnica Damares que foi atenciosa e sempre esteve disponível para me auxiliar no que fosse necessário.

Aos docentes e funcionários do Departamento de Física desta universidade por sempre estarem dispostos a me auxiliar, ajudando no avanço de meu conhecimento e promovendo a qualidade do programa. Ao técnico de laboratório, Eldereis de Paula, por todo suporte e atenção, estando sempre disponível, desde à procura e separação de materiais até às conversas e ideias. À oficina mecânica do Departamento de Física pela confecção do dispositivo de teste, essencial para a execução deste projeto.

À CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – pelo apoio financeiro.

Resumo

Leonel, Paulo Zago. **Desenvolvimento de um dispositivo para controle da qualidade da imagem digital intraoral**. 2020. 115f Dissertação (Mestrado em Ciências) – Departamento de Física, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto (FFCLRP), Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

O controle da qualidade da **imagem radiográfica digital** é importante para o diagnóstico correto em radiologia odontológica, uma vez que as radiografias intraorais fornecem informações importantes para diagnosticar lesões e identificar estruturas. Com o advento dos sistemas digitais de aquisição de imagens, tornou-se necessário um programa de controle da qualidade que garanta que estes estejam funcionando adequadamente. O objetivo deste estudo foi desenvolver um dispositivo nacional de teste para imagens radiográficas digitais intraorais, que verifique os parâmetros físicos pertinentes para garantir sua qualidade, considerando praticidade e custo de produção. O dispositivo desenvolvido é composto por dois compartimentos: um que avalia a resolução de baixo contraste da imagem através de duas séries de poços (**orifícios ou cavidades em formato cilíndrico**), feitas em alumínio e acrílico (PMMA); e para averiguar a escala de cinza e uniformidade dos tons de cinza, um *step wedge* com oito degraus, confeccionados em cobre e alumínio, formando, assim, quatro configurações de série de poços/*step wedge*: (i) Al / Cu; (ii) PMMA / Cu; (iii) Al / Al; e (iv) PMMA / Al. O dispositivo completo foi exposto em três equipamentos de raios X odontológico, utilizando os sensores digitais diretos, com tecnologia CMOS, e os semi-diretos, através de placas de material fosforescente. Como resultados, para os sistemas direto e semi-direto, as configurações Al / Cu e PMMA / Al, respectivamente, apresentaram maior número de poços visualizáveis e melhor delineamento dos degraus. O ruído nas imagens também foi analisado verificando-se o desvio padrão dos níveis de cinza nos poços, sendo que as séries feitas em alumínio apresentaram melhor relação contraste-ruído e sinal-ruído comparadas ao acrílico, para os três sistemas de aquisição de imagem testados. Desta forma, demonstrou-se a eficiência do dispositivo de teste desenvolvido, possibilitando a inserção do mesmo em um programa de garantia da qualidade. Por fim, pode-se afirmar que a falta de um dispositivo de teste fabricado nacionalmente, que permita a realização do controle da qualidade da imagem radiográfica digital intraoral e que traga em uma única imagem todos os parâmetros que são pertinentes para avaliar sua qualidade, pode ser mitigada no Brasil, com um objeto simulador de baixo custo, boa funcionalidade e de utilização simples e prática.

Palavras-chave: Controle da Qualidade; Dispositivo de Teste; Radiodiagnóstico Odontológico; Imagem Digital Intraoral.

Abstract

Leonel, Paulo Zago. **Development of a phantom for digital intraoral image quality control**. 2020. 115p Dissertation (Master's) – Department of Physics, Faculty of Philosophy, Sciences and Letters of Ribeirão Preto (FFCLRP), University of São Paulo, Ribeirão Preto, 2020.

Quality control of digital radiographic image is important for the correct diagnosis in dental radiology, since intraoral radiographs provide important information to diagnose injuries and identify structures. With the advent of digital image acquisition systems, it became necessary to have a quality control program that ensures that those are working properly. The objective of this work was to develop a national test device for intraoral digital radiographic images, which verifies the relevant physical parameters to guarantee image quality, considering practicality and cost production. The developed device consists of two modules: one that evaluates the low-contrast resolution of the image through two wells series (cylindrical-shaped holes or cavities), made of aluminum and acrylic (PMMA); and to ascertain the gray scale and uniformity of gray tones, a step wedge with eight steps, made of copper and aluminum, thus forming four configurations of wells series / step wedge: (i) Al / Cu; (ii) PMMA / Cu; (iii) Al / Al; and (iv) PMMA / Al. The complete device was exposed in three dental X-ray equipment, using direct digital sensors, with CMOS technology, and semi-direct sensors, using photostimulable phosphor plates. As result, for the direct and semi-direct systems, the Al / Cu and PMMA / Al configurations, respectively, presented a higher number of visible wells and steps. The noise in the images was also analyzed by checking the standard deviation of the grey level in the wells. The aluminum wells series had a better contrast-to-noise and signal-to-noise ratio compared to acrylic wells series, for the three equipments tested. Hence, the efficiency of the developed test device was demonstrated, enabling its insertion in a quality assurance program. Finally, it can be said that the lack of a nationally manufactured test device, which allows the quality control of the intraoral digital radiographic image to be carried out and that brings in a single image all the parameters that are relevant to assess its quality, has been mitigated in Brazil, with a low cost simulator object, good functionality and simple and practical use.

Keywords: Quality Control; Dental Phantom; Dental Radiodiagnostic; Intraoral Digital Image.

LISTA DE FIGURAS

2.1	Diagrama simplificado de um tubo de raios X. Adaptado de [23].	7
2.2	Espectro de energia dos raios X. Adaptado de [23].	7
2.3	Esquema do processo de formação de imagem.	10
2.4	Esquema de aquisição direta com sensor CMOS. Adaptado de [29].	12
2.5	Esquema de aquisição semi-direta com sensor PSP. Adaptado de [29].	14
3.1	(a) Detector digital RVG; (b) Detector digital Fona; (c) Placa de material fosforescente Dürr Dental.	23
3.2	Esquema para a determinação da CSR: (a) Sem a adição de placas atenuadoras; (b) Com placas atenuadoras adicionadas.	24
3.3	Esquema para determinação da Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo: (a) DFD = 20 cm; (b) DFD = 27,5 cm.	26
3.4	Esquema para determinação da Reprodutibilidade da Taxa Kerma no Ar: (a) DFD = 20 cm; (b) DFD = 27,5 cm.	28
3.5	Esquema para determinação do Tamanho do Campo de Radiação: (a) Esquema DFF = 20 cm; (b) Esquema DFF = 27,5 cm.	29
3.6	Esquema de medição do tamanho do campo de radiação.	30
3.7	Séries de poços: (a) Esquema; (b) Alumínio; (c) Acrílico.	32
3.8	<i>Step Wedge</i> : (a) Esquema; (b) Cobre; (c) Alumínio.	33
3.9	Dispositivo de teste: (a) Al / Cu; (b) PMMA / Cu; (c) Al / Al; (d) PMMA / Al.	33
3.10	Representação de como selecionar as regiões de interesse, ROIs, em uma imagem, para o cálculo de RCR.	34
3.11	Combinação de dispositivos posicionados sobre o receptor RVG: (a) Al / Cu; (b) PMMA / Cu; (c) Al / Al; (d) PMMA / Al.	35
3.12	Posicionamento do dispositivo de teste: (a) Esquema; (b) Arranjo experimental.	36
4.1	Valores de kerma no ar em função da espessura de alumínio: (a) Equipamento 1; (b) Equipamento 2; (c) Equipamento 3.	39
4.2	Tempos de exposição, nominal e real, em função dos Equipamentos 1, 2 e 3.	43

4.3	Kerma no ar em função do tempo de exposição para o Equipamento 1: (a) DFD = 20 cm; (b) DFD = 27,5 cm.	47
4.4	Kerma no ar em função do tempo de exposição para o Equipamento 2: (a) DFD = 20 cm; (b) DFD = 27,5 cm.	47
4.5	Kerma no ar em função do tempo de exposição para o Equipamento 3: (a) DFD = 20 cm; (b) DFD = 27,5 cm.	47
4.6	Tamanho de campo de radiação para o Equipamento 1: (a) DFF = 20 cm; (b) DFF = 27,5 cm.	49
4.7	Tamanho de campo de radiação para o Equipamento 2: (a) DFF = 20 cm; (b) DFF = 27,5 cm.	49
4.8	Tamanho de campo de radiação para o Equipamento 3: (a) DFF = 20 cm; (b) DFF = 27,5 cm.	49
4.9	Fator de retroespalhamento em função do raio do campo de radiação. . .	51
4.10	Dose de entrada na pele, DEP, em função dos tempos de exposição, à DFF = 20 cm e DFF = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.	53
4.11	Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Cu, para o Equipamento 1, com os tempos de exposição: (a) 0,06 s; (b) 0,08 s; (c) 0,10 s; (d) 0,12 s; (e) 0,14 s; (f) 0,16 s; (g) 0,20 s; (h) 0,25 s; (i) 0,28 s; (j) 0,32 s; (k) 0,40 s; (l) 0,50 s.	54
4.12	Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Cu, para o Equipamento 1, com os tempos de exposição: (a) 0,06 s; (b) 0,08 s; (c) 0,10 s; (d) 0,12 s; (e) 0,14 s; (f) 0,16 s; (g) 0,20 s; (h) 0,25 s; (i) 0,28 s; (j) 0,32 s; (k) 0,40 s; (l) 0,50 s.	55
4.13	Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Al, para o Equipamento 1, com os tempos de exposição: (a) 0,06 s; (b) 0,08 s; (c) 0,10 s; (d) 0,12 s; (e) 0,14 s; (f) 0,16 s; (g) 0,20 s; (h) 0,25 s; (i) 0,28 s; (j) 0,32 s; (k) 0,40 s; (l) 0,50 s.	56
4.14	Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Al, para o Equipamento 1, com os tempos de exposição: (a) 0,06 s; (b) 0,08 s; (c) 0,10 s; (d) 0,12 s; (e) 0,14 s; (f) 0,16 s; (g) 0,20 s; (h) 0,25 s; (i) 0,28 s; (j) 0,32 s; (k) 0,40 s; (l) 0,50 s.	57
4.15	Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Cu, para o Equipamento 2, com os tempos de exposição: (a) 0,10 s; (b) 0,15 s; (c) 0,20 s; (d) 0,25 s; (e) 0,30 s; (f) 0,35 s; (g) 0,40 s; (h) 0,45 s; (i) 0,50 s.	59
4.16	Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Cu, para o Equipamento 2, com os tempos de exposição: (a) 0,10 s; (b) 0,15 s; (c) 0,20 s; (d) 0,25 s; (e) 0,30 s; (f) 0,35 s; (g) 0,40 s; (h) 0,45 s; (i) 0,50 s.	60

4.17	Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Al, para o Equipamento 2, com os tempos de exposição: (a) 0,10 s; (b) 0,15 s; (c) 0,20 s; (d) 0,25 s; (e) 0,30 s; (f) 0,35 s; (g) 0,40 s; (h) 0,45 s; (i) 0,50 s.	61
4.18	Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Al, para o Equipamento 2, com os tempos de exposição: (a) 0,10 s; (b) 0,15 s; (c) 0,20 s; (d) 0,25 s; (e) 0,30 s; (f) 0,35 s; (g) 0,40 s; (h) 0,45 s; (i) 0,50 s.	62
4.19	Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Cu, para o Equipamento 3, com os tempos de exposição: (a) 0,020 s; (b) 0,025 s; (c) 0,032 s; (d) 0,040 s; (e) 0,050 s; (f) 0,063 s; (g) 0,080 s; (h) 0,100 s; (i) 0,125 s; (j) 0,160 s; (k) 0,200 s; (l) 0,250 s; (m) 0,320 s; (n) 0,400 s; (n) 0,500 s.	64
4.20	Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Cu, para o Equipamento 3, com os tempos de exposição: (a) 0,020 s; (b) 0,025 s; (c) 0,032 s; (d) 0,040 s; (e) 0,050 s; (f) 0,063 s; (g) 0,080 s; (h) 0,100 s; (i) 0,125 s; (j) 0,160 s; (k) 0,200 s; (l) 0,250 s; (m) 0,320 s; (n) 0,400 s; (n) 0,500 s.	65
4.21	Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Al, para o Equipamento 3, com os tempos de exposição: (a) 0,020 s; (b) 0,025 s; (c) 0,032 s; (d) 0,040 s; (e) 0,050 s; (f) 0,063 s; (g) 0,080 s; (h) 0,100 s; (i) 0,125 s; (j) 0,160 s; (k) 0,200 s; (l) 0,250 s; (m) 0,320 s; (n) 0,400 s; (n) 0,500 s.	66
4.22	Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Al, para o Equipamento 3, com os tempos de exposição: (a) 0,020 s; (b) 0,025 s; (c) 0,032 s; (d) 0,040 s; (e) 0,050 s; (f) 0,063 s; (g) 0,080 s; (h) 0,100 s; (i) 0,125 s; (j) 0,160 s; (k) 0,200 s; (l) 0,250 s; (m) 0,320 s; (n) 0,400 s; (n) 0,500 s.	67
4.23	Análise objetiva com séries de poços em alumínio: (a) Poços com diâmetro fixo; (b) Poços com profundidade fixa.	69
4.24	Análise objetiva com séries de poços em acrílico: (a) Poços com diâmetro fixo; (b) Poços com profundidade fixa.	70
4.25	Análise objetiva com <i>step wedge</i> em: (a) Cobre; (b) Alumínio.	72
4.26	Imagem numerada referindo-se as sequências de poços com profundidade fixa [1a, 5a] e diâmetro fixo [1b, 5b].	74
4.27	(a) ROI dentro do poço com profundidade fixa para o compartimento em alumínio; (b) Histograma deste ROI.	75
4.28	(a) ROI fora do poço para o compartimento em alumínio; (b) Histograma deste ROI.	75
4.29	Radiografias dos poços com profundidade fixa adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Nível de cinza em função dos poços 1a, 2a, 3a, 4a e 5a.	79

4.30	Radiografias dos poços com diâmetro fixo adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Nível de cinza em função dos poços 1b, 2b, 3b, 4b e 5b.	79
4.31	Radiografias dos poços com profundidade fixa adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Gráfico de nível cinza em função dos poços 1a, 2a, 3a, 4a e 5a.	80
4.32	Radiografias dos poços com diâmetro fixo adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Gráfico de nível cinza em função dos poços 1b, 2b, 3b, 4b e 5b.	80
4.33	Radiografias dos poços com profundidade fixa adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Gráfico de nível cinza em função dos poços 1a, 2a, 3a, 4a e 5a.	81
4.34	Radiografias dos poços com diâmetro fixo adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Gráfico de nível cinza em função dos poços 1b, 2b, 3b, 4b e 5b.	82
4.35	Radiografias do <i>step wedge</i> em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Curva característica de nível de cinza em função do kerma no ar em mGy.	83
4.36	Radiografias do <i>step wedge</i> em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Curva característica de nível de cinza em função do kerma no ar em mGy.	84
4.37	Radiografias do <i>step wedge</i> em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Curva característica de nível de cinza em função do kerma no ar em mGy.	85
4.38	Imagem radiográfica digital obtida com tempo de exposição de 0,32 s, para o Equipamento 1, para as combinações de dispositivo de teste: (a) Al / Cu; (b) PMMA / Cu; (c) Al / Al; (d) PMMA / Al.	86
4.39	Imagem radiográfica digital obtida com tempo de exposição de 0,32 s, para o Equipamento 2, para as combinações de dispositivo de teste: (a) Al / Cu; (b) PMMA / Cu; (c) Al / Al; (d) PMMA / Al.	86
4.40	Imagem radiográfica digital obtida com tempo de exposição de 0,32 s, para o Equipamento 3, para as combinações de dispositivo de teste: (a) Al / Cu; (b) PMMA / Cu; (c) Al / Al; (d) PMMA / Al.	87
4.41	Análise objetiva com séries de poços em alumínio: (a) Poços com diâmetro fixo; (b) Poços com profundidade fixa.	88
4.42	Análise objetiva com séries de poços em acrílico: (a) Poços com diâmetro fixo; (b) Poços com profundidade fixa.	88
4.43	Análise objetiva com <i>step wedge</i> em: (a) Cobre; (b) Alumínio.	90

LISTA DE TABELAS

3.1	Especificações dos equipamentos de raios X intraorais incluídos no estudo.	21
3.2	Intervalos de tempos de exposição para os equipamentos de raios X odontológico utilizados.	22
3.3	Especificações dos detectores digitais intraorais utilizados neste estudo. . .	22
3.4	Fatores de retroespalhamento para campos circulares [7].	31
3.5	Combinações de materiais para composição do dispositivo de teste.	33
4.1	Média das leituras de kerma no ar para o cálculo de CSR para os Equipamentos 1, 2 e 3.	38
4.2	Funções obtidas à partir do ajuste exponencial aplicado nos gráficos da Figura 4.1 para os Equipamentos 1, 2 e 3.	39
4.3	Valores da 1ª CSR, 2ª CSR e CH, para os métodos, Gráfico (G) e Equação (E 3.1), e o Desvio Padrão (DP) entre eles, para os Equipamentos 1, 2 e 3.	40
4.4	Média das leituras de kVp à DFD = 20 cm para cálculo da Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo para os Equipamentos 1, 2 e 3. . . .	41
4.5	Valores de Exatidão (d) e Reprodutibilidade (R) da tensão do tubo, à DFD = 20 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.	41
4.6	Média das leituras de kVp à DFD = 27,5 cm para cálculo da Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo para os Equipamentos 1, 2 e 3. . . .	41
4.7	Valores de Exatidão (d) e Reprodutibilidade (R) da tensão do tubo, à DFD = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.	42
4.8	Média das leituras de tempo de exposição à DFD = 20 cm para cálculo da Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição para os Equipamentos 1, 2 e 3.	43
4.9	Valores de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição para os Equipamentos 1, 2 e 3.	44
4.10	Média das leituras de kerma no ar à DFD = 20 cm para Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar para os Equipamentos 1, 2 e 3.	45
4.11	Média das leituras de kerma no ar à DFD = 27,5 cm para cálculo da Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar para os Equipamentos 1, 2 e 3.	45

4.12	Valores de Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar, com DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.	45
4.13	Valores da razão $V = \frac{L_{medio}}{mA.s}$ e Linearidade, à DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.	46
4.14	Valores de R^2 , à DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.	48
4.15	Valores de diâmetro e raio para o teste de tamanho de campo de radiação, à DFF = 20 cm e DFF = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.	50
4.16	Valores de CSR e raio do campo de radiação para o teste de DEP, à DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.	51
4.17	Valores de kerma do ar, BSF e DEP, às DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para o Equipamento 1.	52
4.18	Valores de kerma do ar, BSF e DEP, às DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para o Equipamento 2.	52
4.19	Valores de kerma do ar, BSF e DEP, às DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para o Equipamento 3.	52
4.20	Número de poços com diâmetro fixo (PDF), número de poços com profundidade fixa (PPF) e número degraus (DG) para todas as combinações de dispositivo para o Equipamento 1.	58
4.21	Número de poços com diâmetro fixo (PDF), número de poços com profundidade fixa (PPF) e número degraus (DG) para todas as combinações de dispositivo para o Equipamento 2.	63
4.22	Número de poços com diâmetro fixo (PDF), número de poços com profundidade fixa (PPF) e número degraus (DG) para todas as combinações de dispositivo para o Equipamento 3.	68
4.23	Resultados de RCR e RSR para os Equipamentos 1, 2 e 3 referentes as séries de poços em Al.	76
4.24	Resultados de RCR e RSR para os Equipamentos 1, 2 e 3 referentes as séries de poços em PMMA.	76
4.25	Número de poços com diâmetro fixo (PDF), número de poços com profundidade fixa (PPF) e número degraus (DG) para todas as combinações de dispositivo para os Equipamento 1, 2 e 3 (Eq. 1, 2, 3) com tempo de exposição de 0,32 s.	87
4.26	Resultados de RCR e RSR para os Equipamentos 1, 2 e 3 referentes as séries de poços em Al.	92
4.27	Resultados de RCR e RSR para os Equipamentos 1, 2 e 3 referentes as séries de poços em PMMA.	92

SUMÁRIO

1. Introdução	1
2. Fundamentação Teórica	6
2.1 Produção de Raios X	6
2.2 Interações da Radiação	9
2.3 Formação da Imagem Radiográfica	10
2.4 Sistemas de Formação de Imagens Radiográficas	11
2.4.1 Sistema de Radiologia Digital (DR) – Aquisição Direta (<i>Real Time</i>)	11
2.4.2 Sistema de Radiologia Digital (DR) – Aquisição Semi-Direta	13
2.5 Qualidade da Imagem Radiográfica	14
2.6 Controle da Qualidade	16
2.6.1 Testes de Controle da Qualidade dos Equipamentos de Raios X Odontológico	17
2.6.2 Testes de Controle da Qualidade da Imagem Radiográfica Digital Intraoral	19
3. Metodologia	21
3.1 Equipamentos de Raios X Odontológico	21
3.2 Detectores Digitais Intraorais	22
3.3 Testes de Controle da Qualidade dos Equipamentos de Raios X Odontológico	23
3.3.1 Camada Semirredutora (CSR) e Homogeneidade	23
3.3.2 Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo	25
3.3.3 Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição	27
3.3.4 Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar	27
3.3.5 Linearidade da Taxa de Kerma no Ar com o Tempo de Exposição .	28
3.3.6 Tamanho do Campo de Radiação	29
3.3.7 Dose de Entrada na Pele (DEP)	30
3.4 Controle da Qualidade da Imagem Radiográfica Digital Intraoral	31
3.4.1 Testes de Controle da Qualidade da Imagem Radiográfica Digital Intraoral	31
3.4.2 Aquisição Direta	35

3.4.3	Aquisição Semi-Direta	37
4.	<i>Resultados e Discussões</i>	38
4.1	Testes de Controle da Qualidade dos Equipamentos de Raios X Odontológico	38
4.1.1	Camada Semirredutora (CSR) e Homogeneidade	38
4.1.2	Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo	40
4.1.3	Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição	43
4.1.4	Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar	44
4.1.5	Linearidade da Taxa de Kerma no Ar com o Tempo de Exposição .	46
4.1.6	Tamanho do Campo de Radiação	48
4.1.7	Dose de Entrada na Pele (DEP)	51
4.2	Controle da Qualidade da Imagem Radiográfica Digital Intraoral	53
4.2.1	Aquisição Direta	53
4.2.2	Aquisição Semi-Direta	85
4.3	Discussões Gerais	93
5.	<i>Conclusões</i>	94
	<i>Referências</i>	96

1. INTRODUÇÃO

O Radiodiagnóstico têm como objetivo fornecer informações específicas do corpo humano através de imagens usando radiação ionizante [1]. A radiografia é uma modalidade de exame de extrema importância para o diagnóstico clínico odontológico, uma vez que as radiografias intraorais fornecem informações importantes e necessárias para diagnosticar lesões e identificar estruturas. Com o avanço dos sistemas de aquisição de imagens, o processo em que utiliza-se filmes convencionais ficou obsoleto, sendo substituído por sistemas digitais [2].

Existem muitas motivações para os dentistas e a indústria odontológica introduzirem sistemas de radiografia digital em sua prática, incluindo redução da radiação X no paciente e no espaço do consultório, eliminação de produtos químicos de processamento, **diminuição no tempo de processamento das radiografias**, melhor diagnóstico de imagens radiográficas e melhor atendimento ao paciente [2].

Conforme descrito em seu estudo de revisão, Parks (2008) [3] apresentou as vantagens e desvantagens de um sistema de imagem radiográfica digital intraoral, relatando acerca da lentidão de coleta e processamento dos filmes em relação aos sensores digitais. O autor apresentou uma visão geral dos tipos de receptores de imagem radiográfica digital disponíveis, *software* de aprimoramento de imagem e os custos da nova tecnologia, em que gastos associados à conversão de imagem convencional para digital devem ser considerados, fornecendo informações da tecnologia para os clínicos com referência de qual sistema é mais eficiente e como os parâmetros físicos se comportam.

As **placas de material fosforescentes, PSP**, caracterizam o método de aquisição computadorizado semi-direto, uma vez que precisam de uma leitora específica para que a imagem seja escaneada e exibida no monitor. Essas placas devem ser manuseadas de forma adequada para que não sejam danificadas e possam ser utilizadas outras vezes [2, 4, 5]. A degradação dessas placas, após o uso contínuo, foi verificada pelo estudo desenvolvido por Buchanan *et al* (2017) [6], analisando a qualidade da imagem através de um dispositivo que continha quatro malhas de fios de cobre, com diâmetros diferentes para verificar a resolução espacial, e três poços com profundidades distintas, para averiguar o contraste. Como resultados foi percebido que a resolução espacial diminuiu após 48 usos clínicos, além de artefatos que podem aparecer na imagens em decorrência da degradação dessas placas [7]. Determinar e classificar esses artefatos foi objeto de estudo de Deniz e Kaya

(2019) [8], através da análise de cinco mil imagens de exames retrospectivos. As causas desses artefatos foram divididas em imagens com erros de operação, sobreposição de estruturas, erros de luz ambiente, deformações físicas das placas, artefatos de escaneamento e de software. A identificação e classificação desses artefatos pôde colaborar na melhoria da qualidade da imagem e reduzir a necessidade de repetição de radiografias.

Com a disseminação dos sistemas digitais, faz-se essencial os sistemas de radiodiagnóstico odontológico possuírem um programa de controle da qualidade dos equipamentos e da imagem, de forma a garantir que os mesmos estão funcionando de maneira adequada, de acordo com o recomendado pelas normas vigentes, com a obtenção de uma imagem de qualidade sem que o paciente seja exposto a doses de radiação excessivas [4, 5].

Para isso, diretrizes para o controle da qualidade foram estabelecidas pelo Ministério da Saúde e a Agência Nacional de Vigilância Sanitária, no Brasil, e por agências internacionais, como a AAPM, *The American Association of Physicists in Medicine* e pela *American Dental Association*. Isso significa que devem ser implementados testes regulares para detectar possíveis falhas nos equipamentos e protocolos de manutenção para produzir imagens radiográficas diagnósticas consistentes.

Com isso, para que a garantia da qualidade da imagem seja atestada, é indispensável a utilização de objetos simuladores para que testes que controlam essa qualidade sejam feitos. Dessa forma, têm sido descritos na literatura vários dispositivos de teste para radiologia odontológica, que permitem demonstrar informações de interesse relacionadas às características fundamentais da imagem, como contraste e escala de cinza [3].

Um objeto simulador projetado para utilização em filme convencional e sistemas digitais intraorais foi produzido pelo Centro para Dispositivos e Saúde Radiológica (*Center for Devices and Radiological Health – CDRH*), chamado de *Dental Image Quality Test Tool* [9, 10]. Este fornece meios de avaliar a camada semirredutora e a qualidade geral da imagem, verificando contraste e resolução. Outro dispositivo é o *QUART Dent/DigiTest 2.1* [11], desenvolvido na Alemanha, projetado para monitorar a resolução de alto e baixo contraste da imagem. Além disso, um detector externo pode ser usado para medir kVp, dose e tempo de exposição. O dispositivo *Diquad Analyzer* [12], avalia o desempenho de filmes em sistemas de aquisição de imagens indiretos e a dose de radiação em clínicas e hospitais nos Estados Unidos. Este dispositivo consiste de um dosímetro OSL (*Optically Stimulated Luminescence*) e 2 filmes odontológicos convencionais de velocidade D e E / F que verificam o contraste e a resolução da imagem.

O controle da qualidade da imagem odontológica é realizado através da chamada análise subjetiva, que consiste em verificar os parâmetros da qualidade da imagem a olho nu, contabilizando quantas estruturas são visualizadas [2]. Eskandarloo *et al* (2017) [13], e Yakoumakis *et al* (2001) [14] utilizaram esse tipo de análise. O primeiro, em seu estudo,

teve o objetivo de avaliar os impactos de diferentes combinações de condições de armazenamento e atrasos na leitura de imagens digitais intraorais adquiridas usando as placas de material fosforescente, utilizando um dispositivo *step wedge*. Os resultados obtidos mostraram que, quando armazenadas em luz natural, as densidades ópticas das placas não diferiram, enquanto que, para o ambiente de sala escura, as densidades ópticas diminuíram significativamente. O objetivo do segundo, em seu estudo, foi investigar configurações de técnicas radiográficas, através da exposição de um objeto de teste, comparando as imagens adquiridas por dentistas e pelo pesquisador, e conseguiu verificar grande variabilidade das configurações usadas entre eles, concluindo que técnicas de imagem intraoral devem ser padronizadas para melhorar a qualidade da imagem. Em ambos estudos, como processo de análise, a contagem de estruturas visualizadas foi feita a olho nu e confirmadas pela análise objetiva, por medidas de densidade óptica.

O acrílico é muito utilizado na confecção de objetos de teste para verificar o desempenho de sensores intraorais por possuir densidade próxima da água [2]. Um dispositivo feito contendo várias profundidades de poços em acrílico foi desenvolvido por Gonzalez *et al* (2012) [15]. Este dispositivo foi exposto a radiação X, em sensores digitais intraorais, e duas regiões de interesse foram selecionadas na imagem para a medição da resolução de baixo contraste e relação sinal-ruído. Dessa forma, ele conseguiu determinar qual o tempo ideal de exposição para aquisição de imagens com nível de qualidade adequado. Hellén-Halme, Johansson e Nilsson (2016) [16], desenvolveram um estudo que teve o objetivo de avaliar o desempenho de 10 sensores individuais da mesma marca, usando as medidas obtidas de ruído, resolução de baixo contraste e resolução espacial, por meio da exposição de um bloco de acrílico. O nível de ruído e a resolução de baixo contraste mostraram grandes variações, comprovando que sensores, mesmo de mesma marca, variam significativamente em sua qualidade.

Um problema verificado é que os dispositivos de garantia de qualidade relatados não podem realizar avaliações a uma distância que é representativa da prática clínica e não fornecem uma representação adequada da imagem em que as propriedades físicas funcionem simultaneamente para criar uma única imagem radiográfica.

Entretanto, um objeto de garantia da qualidade para imagens digitais intraorais foi desenvolvido no Centro de Ciências da Saúde da Universidade do Texas em San Antonio nos Estados Unidos (UTHSCSA), por Mah, McDavid e Dove (2012) [17]. O objeto simulador *Dental Digital Quality Assurance* (DDQA) foi constituído para reparar as falhas relatadas nos outros dispositivos de teste existentes, podendo as avaliações serem feitas com a mesma distância representativa da prática clínica e com os parâmetros físicos analisados na mesma radiografia. O dispositivo consiste no conjunto de três compartimentos: *step wedge* construído em alumínio, para verificar a escala de cinza da imagem, uma

peça em acrílico contendo séries de poços, para avaliar a resolução de baixo contraste, e um padrão de barras feito a partir de folha de ouro, para analisar a resolução espacial. Este dispositivo apresentou bons resultados e sua prática e utilização é recomendada pela AAPM.

Estudos foram realizados com a utilização do dispositivo DDQA. Udupa *et al* (2013) [18] produziu um trabalho com o objetivo de comparar as propriedades da imagem de 20 sistemas digitais intraorais. Como resultados, foi verificado que os sistemas variaram bastante, o que pode não ser facilmente percebido a olho nu, comparando as imagens. Entretanto, o dispositivo permitiu avaliar e comparar, sendo satisfatório para diferentes sistemas digitais intraorais disponíveis. Em seu estudo, Clark (2018) [19] teve o objetivo de avaliar o efeito do algoritmo de nitidez de imagem, que pode causar artefatos que atrapalham o diagnóstico. Cada imagem obtida do dispositivo DDQA passou pelo algoritmo para ficar altamente nítida, afetando a resolução espacial e o ruído, o que aumentou os artefatos na imagem. Porém, não alterou a escala de cinza e a resolução de baixo contraste.

Um estudo recente, que também fez o uso do dispositivo DDQA, desenvolvido por Reeves, Lien e Mah (2020) [20], teve o objetivo de demonstrar a necessidade de testes de aceitação com sensores intraorais digitais como a primeira etapa de um programa de garantia da qualidade. Foram utilizados sensores de cinco marcas diferentes e testados usando o simulador. Aproximadamente 24% dos sensores apresentaram discrepâncias, que incluíam não uniformidade e problemas físicos dos mesmos. Apenas os sensores de uma marca não demonstraram defeitos, comprovando a necessidade de um dispositivo de teste em sistemas digitais.

Entretanto, não existe um dispositivo de teste nacional inserido em um programa de controle da qualidade da imagem radiográfica digital intraoral, uma vez que a Portaria Federal 453 [21], norma vigente no Brasil, não trata do controle da qualidade da imagem radiográfica em odontologia.

Dessa forma, o presente estudo teve como objetivo desenvolver um dispositivo de teste nacional para o controle da qualidade da imagem radiográfica digital intraoral, a partir da utilização de diferentes materiais que sejam adaptáveis e acessíveis em termos de características (número atômico e densidade), praticidade e valor, seguindo as recomendações da Portaria Federal 453 e do *AAPM Report 175* [22]. Para isso, o estudo foi dividido em quatro etapas principais: verificação do funcionamento adequado dos equipamentos de raios X odontológico, confecção do dispositivo de teste, exposição à radiação X deste dispositivo nos sistemas de radiodiagnóstico digital intraoral da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP) e análise das imagens radiográficas obtidas para o controle da qualidade das mesmas.

Esta dissertação está dividida em Fundamentação Teórica, Metodologia, Resultados e Discussões e Conclusões. A Fundamentação Teórica, presente no Capítulo 2, traz os conceitos teóricos que fundamentam este estudo, como a produção de raios X, radiologia odontológica e formação e qualidade da imagem radiográfica digital.

No Capítulo 3 estão descritos os testes de controle da qualidade que foram realizados para os equipamentos de raios X odontológico e para os receptores de imagens digital intraoral, assim como as características do dispositivo de teste desenvolvido.

Os resultados obtidos a partir da realização dos testes e as discussões sobre estes, além das comparações entre materiais de confecção do dispositivo e equipamentos, estão expostos no Capítulo 4.

Por fim, no Capítulo 5, estão apresentadas as conclusões e pareceres finais do estudo.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A física radiológica teve seu início em 1895 com a descoberta dos raios X pelo físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen. Ele observou que os raios que eram emitidos por um tubo próprio possuíam a capacidade de atravessar distintos materiais, o que ele comprovou colocando um destes entre o tubo e a uma tela fluorescente [23].

2.1 *Produção de Raios X*

Os raios X são produzidos através da conversão de energia quando um fluxo de elétrons, acelerados pela diferença de potencial entre eletrodos, é repentinamente desacelerado ao atingir o alvo em um tubo de raios X [23, 24].

O tubo de raios X possui dois eletrodos, um ânodo (polo positivo) e um cátodo (polo negativo). O cátodo consiste na fonte de elétrons. É um filamento, geralmente de tungstênio, muito fino, que esquenta com a passagem de corrente elétrica. A corrente elétrica é provida à partir de uma fonte de energia externa, gerando diferença de potencial para acelerar os elétrons. Com isso, os elétrons adquirem energia térmica suficiente para saírem do cátodo e percorrerem um caminho evacuado até o ânodo, que é o eletrodo de destino e serve de suporte para o alvo e está a uma alta diferença de potencial em relação ao ânodo. Estes elementos estão envoltos por um vidro a vácuo, revestido por chumbo e entre o vidro e o chumbo há uma camada de óleo para resfriá-lo. A radiação produzida é emitida para todos os lados dentro do tubo, mas há nele uma abertura que não é revestida, em que o feixe é permitido passar [23]. A Figura 2.1 mostra um diagrama esquemático de um tubo de raios X.

Fig. 2.1: Diagrama simplificado de um tubo de raios X. Adaptado de [23].

A corrente utilizada no tubo de raios X é medida em miliampéres (mA) e a diferença de potencial entre o polo positivo e negativo é dada em kilovolts (kV).

Dois elementos importantes que são utilizados em conjunto com o tubo de raios X são os filtros, que são colocados na saída do tubo e **moldam o espectro de energia dos raios X, retirando os fótons de raios X de baixa energia**, além dos colimadores que definem o tamanho e a forma do campo de radiação no paciente [23].

Os raios X são gerados a partir de dois diferentes processos, resultando nos raios X de freamento (*bremsstrahlung*), que apresentam um espectro contínuo de energias, e nos raios X característicos, que apresentam um espectro discreto, com energias bem definidas, como mostra a Figura 2.2 [23, 24].

Fig. 2.2: Espectro de energia dos raios X. Adaptado de [23].

O espectro de energia dos raios X depende do material do alvo que compõe o tubo, pois este material causa efeito na amplitude do espectro contínuo e na energia do característico. O mAs provoca efeito na amplitude do espectro e o kV em sua posição, aumentando, além da quantidade de fótons, a energia média dos mesmos. O kV, o mA e o tempo estão envolvidas no processo de obtenção de imagens. A qualidade do ajuste dessas variáveis tem forte influência na qualidade da imagem e na visibilidade de características particulares de estruturas de interesse [5].

Fótons de baixa energia não são benéficos para o Radiodiagnóstico, uma vez que possuem baixo poder de penetração, não contribuindo para a formação da imagem e aumentando a dose que é depositada no paciente. A forma de eliminá-los é por meio de uma filtração desse feixe. Com essa filtragem, o formato do espectro de raios X será alterado, com o filtro absorvendo os fótons de baixa energia, acarretando no aumento da energia efetiva do feixe. Dessa forma, eleva-se a penetração do feixe, contribuindo para a formação da imagem [23, 24].

Os equipamentos de raios X usados em odontologia, que são o foco deste estudo, quando comparados aos da clínica médica, são mais simples, em que, normalmente, apenas o tempo de exposição pode ser modificado, permanecendo fixos a tensão e a corrente.

Enquanto os equipamentos de raios X médicos possuem ânodo giratório, em função da alta corrente utilizada, minimizando a produção de calor dentro do tubo, os odontológicos intraorais possuem ânodo fixo, pois utilizam baixa corrente [2].

Há duas modalidades de radiografias odontológicas: a intraoral e a extraoral. Neste trabalho o enfoque está na modalidade intraoral, em que sua radiografia apresenta os dentes individualmente, assim como os tecidos ao redor, podendo ser verificadas possíveis inflamações e dentes inclusos.

Pelas normas estabelecidas pela Portaria Federal 453 [21], os equipamentos de raios X odontológicos intraorais possuem requisitos para a aquisição de radiografias, que são:

- Em radiografias intraorais a tensão no tubo de raios X deve ser maior ou igual a 50 kVp, preferencialmente maior que 60 kVp;
- A corrente anódica não deve ser maior a 10 mA;
- A filtração inerente dos equipamentos de raios X odontológicos deve ser realizada utilizando filtros circulares de alumínio, que possuem diâmetro de aproximadamente 2 cm e espessura de 1 mm;
- Todo equipamento de raios X deve possuir um sistema de colimação para limitar o campo de radiação ao mínimo necessário para cobrir a área em exame;
- Equipamentos para radiografias intraorais devem possuir um cilindro localizador de extremidade de saída aberta para posicionar o feixe e limitar a distância foco-pele. Seu comprimento varia de acordo com a tensão do tubo de raios X aplicada;
- A duração da exposição pode ser indicada em termos de tempo ou em número de pulsos. O sistema de controle da duração da exposição deve ser do tipo eletrônico e não deve permitir exposição com duração superior a 5 s. Deve haver um sistema para garantir que raios X não sejam emitidos quando o indicador de tempo de exposição se encontrar na posição "zero" e o disparador for pressionado.

2.2 Interações da Radiação

Quando interage com a matéria, a radiação ionizante transfere uma porção, ou sua totalidade, de energia para as moléculas do meio. Essa interação da radiação pode provocar que elétrons sejam arrancados da eletrosfera, acarretando ionização dos átomos alvos [23, 24, 25].

A ionização provocada pelos raios X é feita de maneira direta e o processo de deposição de dose de forma indireta, em que a energia é transferida para os elétrons da eletrosfera e, conseqüentemente, irão acarretar ionizações secundárias. Os fótons são capazes de penetrar grandes profundidades dentro da matéria antes que ocorra a primeira interação. Essa interação pode ocorrer através de dois efeitos: de absorção e de espalhamento. Estes efeitos são essenciais para o Radiodiagnóstico e a formação da imagem radiográfica, pois eles dependem de uma determinada energia e número atômico, ou espessura, da estrutura para ocorrerem [5, 26].

- **Efeito Fotoelétrico:**

Um fóton de raios X com energia um pouco maior que a energia de ligação dos elétrons da camada mais interna, tem maior probabilidade de realizar o efeito fotoelétrico. Ao interagir, o fóton é absorvido pelo meio, com toda, ou quase toda, energia depositada no meio. Parte da energia do fóton é gasta para retirar o elétron mais fortemente ligado do átomo, que é ejetado de sua órbita. O restante é transformado em energia cinética do elétron e do átomo. O espaço deixado pelo fotoelétron pode ser ocupado por elétrons das camadas mais externas, gerando a radiação característica. Têm predominância quando os fótons possuem baixa energia, na ordem de dezenas de keV, pois a ocorrência do efeito é inversamente proporcional ao cubo da energia dos raios X, por isso a probabilidade de interação fotoelétrica cai rapidamente com o aumento da energia. Este efeito é significativo quando o material em que os fótons incidem possui elevado número atômico, pois sua ocorrência é diretamente proporcional ao cubo do número atômico do material. Possui importante relevância no Radiodiagnóstico, pois este efeito remove integralmente os fótons de raios X do feixe primário, sendo o principal contribuinte para a formação do contraste radiográfico, uma vez que os fótons primários não chegam ao filme/sensor de raios X [5, 23, 26].

- **Efeito Compton:**

Este efeito ocorre quando a radiação incidente interage com um elétron da camada mais externa. Ao absorver parte da energia incidente, o elétron é ejetado desta órbita com uma dada energia cinética E_c . O restante da energia da radiação in-

cidente é defletido em outra direção. Este espalhamento pode ocorrer em todas as direções sendo que, quando acontece em 180° , transfere o máximo de energia ao elétron Compton e o fóton secundário é chamado retroespalhado. Se o efeito fotoelétrico é tão desejado para a formação da imagem, o espalhamento Compton não, pois prejudica a qualidade da imagem radiográfica ao atingir o filme/sensor radiográfico, deixando-a com a aparência borrada, reduzindo o contraste da imagem e aumentando a radiação espalhada pelo corpo do paciente. A probabilidade de ocorrência do efeito Compton é inversamente proporcional à energia do feixe de raios X e é dependente com número atômico do material absorvedor [5, 23, 26].

2.3 Formação da Imagem Radiográfica

A imagem radiográfica é formada à partir da diferença de atenuação das partes anatômicas distintas do corpo do paciente. Cada material atenua de forma diferente a radiação X, o que permite a formação da imagem [5].

Quando radiografadas, as estruturas aparecem na imagem em tons de cinza, entre o branco e o preto. Como mostrado pela Figura 2.3, estruturas de elevada densidade, ou espessura, possuem aparência próxima do branco e os materiais de baixa densidade, ou menos espessos, têm aparência próxima do preto na imagem [5, 25].

Fig. 2.3: Esquema do processo de formação de imagem.

Estruturas com maior densidade ou espessura favorecem a maior absorção dos fótons incidentes que ficam retidos no material, transmitindo poucos fótons, fazendo com que o detector seja pouco irradiado. O oposto acontece com os materiais menos densos ou menos espessos, que absorvem poucos e transmitem muitos fótons. Essa diferença de atenuação entre regiões adjacentes é o que determina o contraste do objeto [5, 25].

Um objeto dentro do corpo será visível se ele tiver contraste físico maior em relação aos tecidos circunvizinhos. Na radiografia, os objetos em uma imagem sobressaem-se em

relação aos tecidos que o circundam somente se houver uma diferença adequada na massa específica (densidade), na composição química dos tecidos envolvidos (número atômico) ou na espessura. Dessa forma, o contraste do objeto é proporcional ao produto entre a densidade e o número atômico [5, 7, 25].

A penetração dos raios X em um objeto, assim como o contraste resultante, depende do espectro de energia dos fótons que é influenciado por três fatores: o material que compõe o ânodo, a filtragem e o kV aplicado no tubo [5]. Porém, nos equipamentos de raios X odontológico esses parâmetros não podem ser modificados para que haja mudanças no contraste.

Quando um feixe de raios X penetra em um estrutura, uma grande parte dos fótons é desviada devido ao efeito Compton e dirige-se para fora da estrutura, produzindo radiação espalhada. Parte desta radiação espalhada deixará o corpo em direção ao receptor, acarretando uma exposição extra e prejudicando a qualidade da imagem. Quando o efeito predominante na interação dos raios X é o fotoelétrico, uma elevação no kV reduziria significativamente o contraste da imagem. Quando o efeito predominante é o Compton, alguns fatores contribuem para o aumento da radiação espalhada, interferindo no contraste: área do campo do feixe, a espessura da estrutura e o kV. Um kV alto gera radiação espalhada mais penetrante. No caso de um kV baixo, a radiação espalhada gerada é menos penetrante, com isso é absorvida próximo do local onde é gerada [5, 23].

2.4 Sistemas de Formação de Imagens Radiográficas

Há três sistemas de formação de imagens radiográficas: convencional ou analógico e digital. Porém, o convencional, com aquisição de imagens de maneira indireta, com uso de filmes radiográficos, não é objeto deste estudo, por isso o foco está na computadorizada e digital odontológicos.

2.4.1 Sistema de Radiologia Digital (DR) – Aquisição Direta (Real Time)

A Radiologia Digital com aquisição direta é a área do radiodiagnóstico que gera imagens digitais através de sistemas computacionais, utilizando detectores digitais que enviam as imagens diretamente para o computador, pois o processo de conversão da energia dos raios X em sinal é direto. A produção dos raios X permanece inalterada [7, 25, 27].

Uma imagem radiográfica digital é constituída em um conjunto de células individuais organizadas em uma matriz. Cada célula é chamada de *picture elements*, conhecida como *pixel*. Cada *pixel* possuirá um valor correspondente à intensidade média dos fótons que atingiram a sua área. Os valores numéricos que estes elementos apresentam corresponderão aos tons de cinza da imagem. Os números correspondentes a cada *pixel* serão

armazenados no arquivo da imagem na memória do computador utilizado para a aquisição [4, 7, 25].

Esta modalidade de aquisição de imagens odontológicas digitais é conhecida como direta, pois faz uso de detectores intraorais do tipo sensor-sólido. Os mais utilizados são os com tecnologia CCD (*Charged Coupled Device*) e CMOS (*Complementary Metal Oxide Semiconductor*) [28]. Estes detectores são conectados diretamente a um computador, através de um cabo, para a transferência dos dados adquiridos instantaneamente, disponíveis em instantes no monitor. Neste estudo foram utilizados sensores com tecnologia CMOS. A Figura 2.4 apresenta um esquema que demonstra como é feita a aquisição da imagem.

Fig. 2.4: Esquema de aquisição direta com sensor CMOS. Adaptado de [29].

O detector CMOS é constituído por uma matriz de cristais de silício. Nessa matriz, cada *pixel* é isolado do seu adjacente, ficando diretamente conectado ao conversor digital. Isto significa que o sinal que representa o valor médio de tons de cinza de cada *pixel* é lido de forma isolada [4].

Os componentes eletrônicos de amplificação de sinal, e de leitura do mesmo, ficam protegidos em um invólucro quando inseridos na cavidade oral do paciente, evitando deteriorização e contaminação. Porém, isso torna o sensor volumoso, provocando desconforto ao paciente. Os elementos que compõem os sensores semicondutores consomem parte de sua área total, de forma que a área ativa deste é menor que sua área total de superfície. Muitos têm uma demarcação pontilhada indicando o limite entre área ativa e a proteção em plástico [2].

As imagens adquiridas pela Radiologia Digital, além de não necessitarem de processamento químico, como na Radiologia Convencional podem ser modificadas após sua aquisição. Dessa forma, as vantagens dos sistemas digitais em relação às radiografias convencionais são [30]:

- Redução da dose de radiação;

- Tempo requerido menor para a obtenção da imagem;
- Imagem quase instantânea;
- Pós-processamento e manipulação da imagem;
- Facilidade de armazenamento e envio;
- Redução da contaminação do meio ambiente em função da não necessidade de utilizar reagentes químicos, principalmente em função do invólucro dos filmes que possuem uma lâmina de chumbo, material altamente contaminante quando descartado incorretamente.

2.4.2 Sistema de Radiologia Digital (DR) – Aquisição Semi-Direta

A Radiologia Digital com aquisição semi-direta é a parte do diagnóstico que produz imagens através de sistemas computadorizados que utilizam detectores que são lidos por uma escaneadora específica para que a imagem seja exibida no monitor, pois convertem a energia da radiação em sinal de forma semi-direta, sendo os raios X convertidos em luz, primeiramente [7, 25, 27].

O funcionamento da Radiologia Computadorizada é realizado através da aquisição semi-direta, com detectores de placas de material fosforescente – PSP (*Photostimulable Phosphor Plates – Phosphor Storage Plates*) – que, ao serem expostas aos raios X, absorvem e armazenam sua energia, formando uma imagem latente, sendo necessário o escaneamento da placa, em um leitor próprio, para a visualização da imagem no monitor [2].

Essas placas de material fosforescente são formadas a partir de uma base de poliéster envolta por uma camada de flúor haleto de bário dopado de európio. O bário em combinação com um halogênio forma uma gelatina cristalina que, com a adição do európio, apresenta imperfeições. Quando expostos à radiação, os elétrons do európio absorvem energia e migram para os centros dos haletos na gelatina, onde permanecem aprisionados. Esses elétrons representam a imagem latente [4].

Após, a visualização da imagem é feita por meio da leitura da placa em um escaneadora a laser específica para o sistema de aquisição semi-direto. Dessa forma, os elétrons que estavam aprisionados são liberados e a energia armazenada é convertida em imagem radiográfica digital durante o processo de leitura da placa. A leitura é feita através da emissão de um feixe de luz vermelha, de comprimento de onda de aproximadamente 600 nm, que provoca a estimulação dos elétrons do flúor haleto de bário, fazendo com que os mesmos migrem e retornem ao európio, voltando ao seu estado inicial por meio da

liberação da energia armazenada em forma de luz. A Figura 2.5 mostra o esquema de aquisição da imagem utilizando este detector.

Fig. 2.5: Esquema de aquisição semi-direta com sensor PSP. Adaptado de [29].

Após a leitura, essas placas precisam ser apagadas para eliminar resíduos de imagem, antes de serem reutilizadas. Estes resíduos podem causar o efeito de imagem dupla se a placa for novamente exposta e escaneada sem que estes sejam eliminados devidamente. O escaneamento da placa não apaga completamente a imagem radiográfica e alguns elétrons podem permanecer armadilhados. Contudo, para que isso não ocorra e o flúor haleto de bário dopado com európio volte para seu estado inicial, é necessário que a face ativa da placa seja exposta a uma luz intensa, do tipo fluorescente [2].

Com isso, existem várias vantagens em obter imagens pela Radiologia Computadorizada quando comparada à Convencional. Dentre elas [30]:

- Redução da dose de radiação;
- Pós-processamento e manipulação da imagem;
- Melhor resolução de contraste;
- Leitor da CR é automático e a placa de imagem é reutilizável;
- Armazenamento de imagens digital, não físico.

2.5 Qualidade da Imagem Radiográfica

A qualidade de uma imagem radiográfica, seja ela médica ou odontológica, é determinada por características do equipamento de raios X e do detector de imagem e, também, pela técnica que é escolhida pelo operador, como a diferença de potencial, kV, responsável pelo poder de penetração dos raios X, a miliamperagem, mA, referente a quantidade de elétrons, e o tempo de exposição para aquisição da imagem [5, 31].

São atributos da qualidade da imagem:

- **Contraste da Imagem**

O contraste da imagem representa a diferença nos tons de cinza da mesma. Contraste alto em uma imagem representa que há pouca presença de tons de cinzas entre o branco e o preto. Por outro lado, baixo contraste significa que há muitos tons de cinza entre o branco e o preto. O contraste também é dependente da técnica de exposição aplicada e das características do receptor, como seu tipo, placas de material fosforescente ou sensores-sólido. A tensão aplicada no tubo durante a produção da radiação, a filtragem do feixe de raios X e a radiação espalhada podem afetar a performance do detector e, conseqüentemente, o contraste da imagem. Em especial para imagens digitais, o contraste pode ser alterado pelo pós-processamento das imagens e pela qualidade do monitor usado para visualização. O contraste da imagem depende das características do objeto de interesse, como espessura, densidade e número atômico. A energia dos fótons também pode interferir no contraste, uma vez que a penetração dos raios X no objeto depende do espectro de energia, que é influenciado pelo material que compõe o ânodo. A radiação espalhada sempre deteriora o contraste da imagem. A maior parte da radiação que deixa o corpo do paciente é devida à radiação espalhada, o que pode reduzir significativamente o contraste [7, 27, 32].

- **Definição**

A definição é a capacidade do sistema apresentar uma imagem em que o menor detalhe possa ser visualizado. A definição tem relação com o contraste, uma vez que haja diminuição no contraste destes objetos, haverá deterioração da definição e diminuição da visibilidade de detalhes [7, 25].

- **Resolução e Nitidez**

A resolução é a capacidade de um sistema radiográfico de diferenciar estruturas muito próximas entre si. Este parâmetro também está relacionado com a definição, uma vez que, se esta diminui, a imagem dos objetos que estão perto se juntam até que não seja mais possível a distinção entre eles. [5, 7, 25].

A nitidez de uma imagem é definida quando a mesma apresenta muitos detalhes. O grau de nitidez é avaliado a partir da percepção dos delineamentos e contornos dos objetos que contêm numa radiografia. Fator que pode danificar a nitidez é a redução da definição [5, 7, 25].

- **Ruído**

O ruído em uma imagem é caracterizado pela granulação que aparece na mesma. Diversas vezes, essa granulação reduz a qualidade da imagem, interferindo, princi-

palmente, quando deseja-se radiografar objetos pequenos. O ruído é normalmente causado por fatores de variação da intensidade da fonte e dos tons de cinza da imagem. Para que haja a diminuição na quantidade de ruído presente na imagem, deveria-se variar a técnica utilizada, porém uma redução no ruído provoca aumento da exposição à radiação. Além disso, deve-se considerar também o contraste e o borramento da imagem ao tentar reduzir o ruído. Portanto, todo procedimento de radiodiagnóstico possui um ruído aceitável, para compensar com exposição mínima, tempo de exame curto e imagem de boa qualidade. [5, 7, 25].

- **Artefatos**

Os artefatos são objetos que aparecem nas radiografias que não fazem parte das estruturas de interesse, interferindo na imagem e que podendo causar erros no diagnóstico. Vários tipos de artefatos podem surgir durante as etapas de armazenamento, manipulação e processamento do detector de imagem. Mau uso destes sensores provocam dobras, arranhões e dessensibilização que podem aparecer nas radiografias como marcas, borrões e estrias [5, 7, 25].

2.6 Controle da Qualidade

O uso da radiação em medicina para o diagnóstico e o tratamento de doenças desempenha um papel muito importante, sendo a principal fonte artificial de exposição no mundo. Em média, contribui em 98% da exposição à radiação de todas as outras fontes artificiais e representa 20% de toda a exposição no mundo, entre fontes naturais e artificiais [33]. De acordo com o levantamento realizado pelo UNSCEAR, o Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação Atômica, e publicado no documento *Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation* [33], aproximadamente 3,6 bilhões de procedimentos médicos com radiação são realizados anualmente no mundo.

Segundo o documento *Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy* [34], da *International Atomic Energy Agency* – IAEA, estima-se que no mundo são realizadas, por ano, aproximadamente 2,5 milhões de exposições para a finalidade de obter radiografias para diagnósticos, sendo 21% destes em procedimentos para aquisição de imagens odontológicas.

As doses que são absorvidas provenientes da realização de exames radiográficos são consideradas pequenas. Entretanto, mesmo com o uso de equipamentos modernos e profissionais experientes, em alguns exames radiográficos, incluindo os dentários, as doses aplicadas podem ser consideráveis. Isto dá o indício da necessidade de um programa de

garantia da qualidade desses equipamentos, com a aplicação de testes que comprovem seu uso adequado e bom funcionamento [26].

Dessa forma, no Brasil, o Ministério da Saúde, com a coordenação da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa), juntamente com o Projeto Reforço à Reorganização do Sistema Único de Saúde (ReforSUS), elaborou o guia “Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança” [35]. Ele foi fundamentado nas diretrizes da Portaria Federal 453 [21], e tem como objetivo tornar uniforme os procedimentos para a realização de testes da qualidade em equipamentos de raios X e de testes de segurança em instalações de radiodiagnóstico.

Além do guia citado, a princípio de colaborar com as equipes profissionais na prática em atenção à saúde bucal, a Secretaria de Atenção à Saúde, do Ministério da Saúde, e a Anvisa, elaboraram o guia “Serviços Odontológicos: Prevenção e Controle de Riscos” [36], com foco nas questões de prevenção e controle dos riscos em serviços odontológicos. Dentre as responsabilidades básicas de um serviço de radiodiagnóstico odontológico estão a segurança e proteção dos pacientes, da equipe e do público em geral e a implementação das medidas necessárias para garantir o cumprimento dos requisitos de radioproteção.

2.6.1 Testes de Controle da Qualidade dos Equipamentos de Raios X Odontológico

O requisitos básicos em relação aos equipamentos para radiodiagnóstico odontológico devem seguir os testes que estão dispostos no manual da Anvisa [35] que possuem as seguintes características e exigências especificadas pela Portaria Federal 453 [21]:

- **Camada Semirredutora e Homogeneidade**

- Objetivo: verificar a qualidade do feixe de raios X, deixando-o mais penetrante, de forma a encontrar a espessura de um material absorvedor que reduza a intensidade do feixe à metade do apresentado sem a presença do material, e a homogeneidade do mesmo;
- Frequência: anualmente e excepcionalmente após reparos;
- Limites estabelecidos: em equipamentos com tensão de tubo inferior ou igual a 70 kVp estes devem possuir uma filtração total permanente não inferior ao equivalente a 1,5 mm de alumínio. Em relação à homogeneidade, de acordo com a norma IEC 61267 [37], o coeficiente de homogeneidade não deve ser superior a 0,71, obedecendo a qualidade de radiação RQR 5.

- **Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo**

- Objetivo: avaliar exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X;

- Frequência: anualmente e excepcionalmente após reparos;
- Limites estabelecidos: em radiografias intraorais a tensão no tubo de raios X deve ser preferencialmente maior que 60 kVp. A exatidão da tensão do tubo deve apresentar um desvio, que é a diferença entre o valor nominal e o valor medido, dentro do intervalo de tolerância de $\pm 10\%$ e garantir tensões reproduzíveis de forma que o desvio, diferença entre duas medidas de tensão, seja menor ou igual a 10%.

• Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

- Objetivo: avaliar a exatidão e a reprodutibilidade do tempo de exposição do tubo de raios X;
- Frequência: anualmente e excepcionalmente após reparos;
- Limites estabelecidos: exatidão do tempo de exposição deve apresentar um desvio, que é a diferença entre o valor nominal e o valor medido, dentro do intervalo de tolerância de $\pm 10\%$ e garantir tempos de exposição reproduzíveis de forma que o desvio, diferença entre duas medidas de tempo de exposição, seja menor ou igual a 10%.

• Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar

- Objetivo: avaliar a constância da taxa de kerma no ar. Kerma (K) (*Kinetic Energy Released per unit of MAss*) é a grandeza que está relacionada com a energia cinética transferida por unidade de massa, representada por:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}, \quad (2.1)$$

em que, dE_{tr} é a energia transferida para o meio, equivalente a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas em um material de massa dm .

- Frequência: anualmente e excepcionalmente após reparos;
- Limites estabelecidos: garantir as taxas de kerma no ar reproduzíveis de forma que o desvio, diferença entre duas medidas de kerma no ar seja menor ou igual a 10%.

• Linearidade da Taxa de Kerma no Ar com o Tempo de Exposição

- Objetivo: verificar a linearidade dos valores da taxa de kerma no ar em relação ao tempo de exposição;

- Frequência: anualmente e excepcionalmente após reparos;
- Limites estabelecidos: o desvio, diferença dada entre duas taxas de kerma no ar (mGy / mAs) não deve ultrapassar 20% para todas as combinações de tempo e corrente utilizadas.

- **Tamanho do Campo de Radiação**

- Objetivo: avaliar o sistema de colimação por meio da verificação do tamanho do campo de radiação;
- Frequência: anualmente e excepcionalmente após reparos;
- Limites estabelecidos: em radiografias intraorais o diâmetro do campo não deve ser superior à 6 cm na saída do localizador. Valores entre 4 e 5 cm são permitidos apenas quando for um sistema com filme convencional.

- **Dose de Entrada na Pele (DEP)**

- Objetivo: estimar a dose de entrada na pele que é representativa dos exames realizados na rotina;
- Frequência: bianualmente e excepcionalmente após reparos;
- Limites estabelecidos: em pacientes e em radiografias intraorais deve ser inferior ao nível de referência do radiodiagnóstico para adulto típico de 3,5 mGy [21].

Deve-se relacionar, ainda, alguns parâmetros: colimação, em que deve possuir campo de raios X ao mínimo necessário para cobrir a área em exame; e a distância foco-pele, em que os equipamentos para radiografias intraorais devem possuir um cilindro localizador de extremidade de saída aberta para posicionar o feixe e limitar a distância foco-pele. O cilindro localizador deve possuir, no mínimo, 18 cm para tensão de tubo menor ou igual a 60 kVp, 20 cm para tensão entre 60 e 70 kVp e 24 cm para tensão maior que 70 kVp [21].

2.6.2 Testes de Controle da Qualidade da Imagem Radiográfica Digital Intraoral

Sobre o controle da qualidade dos receptores digitais e, conseqüentemente, da imagem radiográfica digital intraoral, a *American Association of Physicists in Medicine*, AAPM, publicou o relatório em relação a testes de aceitação. O *AAPM Report 175* [22] tem como objetivo investigar os fatores que afetam a qualidade da imagem, além de fornecer informações úteis e orientação para a realização de testes de aceitação para o controle de imagens digitais intraorais.

Dessa forma, são descritos os testes e parâmetros que são analisados, assim como seus requisitos e exigências específicas:

- **Resolução de Baixo Contraste**

- Objetivo: verificar a capacidade do sistema digital de aquisição de imagens de apresentar detalhes com pequenas variações de intensidade;
- Frequência: trimestral a semestral;
- Limite estabelecido: através de uma série de poços, o menor poço distinguível fornece a resolução de baixo contraste.

- **Uniformidade e Escala de Cinza**

- Objetivo: avaliar a escala de cinza do sistema digital, apresentando uniformidade entre os tons de cinza, e averiguar a regularidade da imagem para determinar sua capacidade a visualização;
- Frequência: mensal a trimestral;
- Limite estabelecido: através de um dispositivo em formato de escada (*step wedge*), o número máximo de degraus distinguíveis, que possuam a separação entre os degraus adjacentes bem definidas e delineadas, fornece a escala de cinza e uniformidade.

- **Relação Contraste-Ruído – RCR – e Relação Sinal-Ruído – RSR**

- Objetivo: verificar a influência do ruído na imagem radiográfica digital, medida pelas relações contraste-ruído e sinal-ruído;
- Frequência: trimestral a semestral;
- Limite estabelecido: em relação a RCR, quanto menor ela for, menor será o poder de visualização de determinada área. Já em relação a RSR, quanto maior seu valor, menor será a influência do ruído na imagem.

Este capítulo apresentou os fundamentos e características primordiais que serviram como base para o que foi realizado neste estudo. Dentre alguns pontos: identificar as diferenças entre os equipamentos de raios X médico e odontológico, conhecer os sistemas de aquisição de imagens digitais e as interações da radiação em diferentes materiais, foram imprescindíveis para a elaboração do dispositivo de teste e sua aplicabilidade.

3. METODOLOGIA

A metodologia empregada neste trabalho foi dividida em quatro partes: dos equipamentos de raios X odontológico; dos detectores digitais intraorais utilizados; do controle da qualidade dos equipamentos; e do controle da qualidade da imagem radiográfica digital intraoral.

3.1 Equipamentos de Raios X Odontológico

A Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, FORP, local onde os testes de controle da qualidade foram realizados, possui 36 equipamentos de raios X odontológico intraoral, de 2 marcas e 3 modelos diferentes, divididos em 3 clínicas.

Do total de 36 equipamentos que estavam disponíveis para a realização dos testes, foram escolhidos 3, um de cada marca e modelo. Por questão de praticidade, esses equipamentos foram mencionados como Equipamento 1, Equipamento 2 e Equipamento 3. As especificações destes equipamentos estão dispostas na Tabela 3.1.

Tab. 3.1: Especificações dos equipamentos de raios X intraorais incluídos no estudo.

	Equipamento 1	Equipamento 2	Equipamento 3
Marca	Gnatus	Dabi Atlante	Dabi Atlante
Modelo	Timex 70C	Spectro 70X	Image
Tensão de Pico	70 kVp	70 kVp	70 kVp
Corrente	7 mA	8 mA	8 mA
Ponto Focal (mm)	0,8 x 0,8	0,8 x 0,8	0,4 x 0,4
Filtração Inerente	2,81 mmAl	1,31 mmAl	-
Filtração Adicional	1,00 mmAl	1,40 mmAl	-
Filtração Total	3,81 mmAl	2,71 mmAl	2,20 mmAl

Cada aparelho de raios X possui um intervalo de tempo de exposição. A Tabela 3.2 apresenta esse intervalo para os 3 equipamentos.

Tab. 3.2: Intervalos de tempos de exposição para os equipamentos de raios X odontológico utilizados.

	Intervalo de tempos de exposição (s)	Total
Equipamento 1	0,06; 0,08; 0,10; 0,12; 0,14; 0,16; 0,20; 0,25; 0,28; 0,32; 0,40; 0,50	12
Equipamento 2	0,10; 0,15; 0,20; 0,25; 0,30; 0,35; 0,40; 0,45; 0,50	9
Equipamento 3	0,020; 0,025; 0,032; 0,040; 0,050; 0,063; 0,080; 0,100; 0,125; 0,160; 0,200; 0,250; 0,320; 0,400; 0,500	15

3.2 Detectores Digitais Intraorais

Em relação aos detectores de imagem intraorais, três tipos são utilizados na rotina clínica nos consultórios da FORP: os filmes radiográficos convencionais, receptores digitais diretos e os semi-diretos. Os filmes ainda são os mais usados. Não houve uma transição completa para o digital, uma vez que a quantidade desses receptores é pequena para atender a demanda de pacientes diária. Entretanto, o enfoque deste trabalho foram os receptores digitais. As clínicas da FORP possuem três tipos de receptores digitais intraorais, dois sendo de aquisição direta, de marcas diferentes, e um de aquisição indireta, através de placas de material fosforescente (PSP). A Tabela 3.3 traz as informações sobre cada um destes detectores.

Tab. 3.3: Especificações dos detectores digitais intraorais utilizados neste estudo.

	Receptor RVG	Receptor Fona	Receptor PSP
Marca	Carestream Dental	Fona	Dürr Dental
Modelo	RVG 5200	CDRelite	VistaScan
Tecnologia	CMOS	CMOS	Material fosforescente
Tipo de aquisição	Direto	Direto	Semi-direto
Dimensão total	32,2 x 44,2 mm ²	30 x 43 mm ²	30 x 40 mm ²
Área ativa	26,6 x 35,5 mm ²	26 x 36,5 mm ²	30 x 40 mm ²

O receptor RVG, mostrado na Figura 3.1(a), é móvel, podendo ser transportado para que a obtenção da radiografia pudesse ser feita em qualquer equipamento de raios X odontológico. O programa de leitura do RVG, o *CS Imaging Software*, está instalado em um microcomputador AOC, que possui processador Intel(R) Core(TM)i3, memória RAM de 8 GB e *Windows 10 Pro* com sistema operacional de 64bits, que é transportado em conjunto com o sensor. Este detector foi utilizado no Equipamento 1.

Os dois receptores Fona disponíveis, um apresentado na Figura 3.1(b), estão instalados de maneira fixa nos Equipamentos 2 e 3. Seu *software*, o *CDR Dicom for Win-*

dows, da própria Fona, está instalado em um microcomputador LG, processador Intel(R) Core(TM)i7, memória RAM de 8 GB e *Windows 7 Professional* com sistema operacional de 64bits.

Os receptores PSP, exposto na Figura 3.1(c), são lidos pela escaneadora *VistaScan Perio Plus* possuindo *software* próprio, o DBSWIN 5.10.0, que oferece diversas ferramentas de pós-processamento, estando instalado em um microcomputador LG, processador Intel(R) Core(TM)i7, memória RAM de 8 GB e *Windows 7 Professional* com sistema operacional de 64bits. O receptor PSP foi utilizado nos três equipamentos de raios X odontológico testados.

Fig. 3.1: (a) Detector digital RVG; (b) Detector digital Fona; (c) Placa de material fosforescente Dürr Dental.

3.3 Testes de Controle da Qualidade dos Equipamentos de Raios X Odontológico

3.3.1 Camada Semirredutora (CSR) e Homogeneidade

Para a determinação da camada semirredutora e do coeficiente de homogeneidade foram utilizadas: uma câmara de ionização de placas paralelas da marca *Radcal Corporation*, modelo 10X5-6, com volume sensível de 6cc (6 cm³), própria para utilização em feixes primários, conectado à um eletrômetro de mesma marca, modelo 9015, que retornava valores de kerma no ar em mGy; e lâminas de alumínio com pureza de 99%, com dimensões de 10 x 10 cm² e espessuras de 0,5 e 1,0 mm que foram apoiadas por um suporte de acrílico. Foi selecionado no disparador de tempo o valor de 0,4 s, tempo máximo usado na rotina de exames radiográficos intraorais de dentes molares.

O processo iniciou através do posicionamento da câmara de ionização dentro do campo de radiação, de forma que o cilindro localizador foi retirado dos equipamentos de raios X para que o volume sensível da câmara ficasse a uma distância foco-detector de 20 cm [38]. Primeiramente, foi feita uma série de três exposições sem nenhuma lâmina de alumínio e

registrado o valor da exposição. Após isto, foram realizadas novas exposições adicionando atenuadores de alumínio à meia distância, ficando posicionados à 10 cm do ponto focal e do volume sensível da câmara. Atenuadores foram adicionados até que fosse obtida uma leitura de exposição inferior a metade do valor inicial encontrado sem a colocação de lâminas. Para cada acréscimo de atenuador foram feitas três exposições e anotados os valores das leituras. Os esquemas utilizados, para os três equipamentos de raios X, estão expostos na Figura 3.2.

Fig. 3.2: Esquema para a determinação da CSR: (a) Sem a adição de placas atenuadoras; (b) Com placas atenuadoras adicionadas.

A partir disso, a determinação da camada semirredutora foi realizada por dois métodos:

Primeiro método – Gráfico [38]

Este método foi feito experimentalmente, através do gráfico dos valores de kerma no ar em função da espessura do absorvedor de alumínio e feito um ajuste exponencial que permite o cálculo da CSR, inserindo-se nesta, o valor encontrado como metade do kerma no ar inicial, correspondente àquele medido sem nenhum absorvedor.

Com as médias das três leituras calculadas construiu-se o gráfico de valores de kerma no ar por espessura de alumínio, para cada um dos três equipamentos de raios X. As funções encontradas pelo ajuste exponencial possuem forma genérica $y = A - B(C)^x$ e encontram-se expostas no capítulo de resultados.

Segundo método – Equação [35]

O segundo método consistiu em determinar a CSR por meio da Equação 3.1 [35]:

$$CSR = \frac{x_b \ln(2\frac{L_a}{L_0}) - x_a \ln(2\frac{L_b}{L_0})}{\ln(\frac{L_a}{L_b})}, \quad (3.1)$$

em que:

L_0 = leitura de exposição obtida sem a adição de lâminas atenuadoras;

L_a = leitura de exposição imediatamente superior a $\frac{L_0}{2}$;

L_b = leitura de exposição imediatamente inferior a $\frac{L_0}{2}$;

x_a = espessura de atenuadores correspondente à leitura L_a ;

x_b = espessura de atenuadores correspondente à leitura L_b .

A homogeneidade do feixe de raios X foi verificada, demonstrando o quão monoenergético ou heterogêneo ele está, em relação a energia do feixe, através do coeficiente de homogeneidade, CH, expresso pela Equação 3.2:

$$CH = \frac{1^a CSR}{2^a CSR}, \quad (3.2)$$

em que a 2ª CSR corresponde a 25% de L_0 .

A razão obtida pelo CH indica:

$$CH = \begin{cases} = 1, & \text{feixe monoenergético} \\ < 1, & \text{feixe heterogêneo.} \end{cases}, \quad (3.3)$$

3.3.2 Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo

Para a determinação da exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo foi utilizado um medidor de tensão de pico da marca ECC, *Electronic Control Concepts*, modelo 815 kVp Meter, com precisão para o kVp de 2% (± 1 kVp). Para o teste foram selecionados três tempos de exposição: 0,25 s, 0,32 s e 0,40 s para os Equipamentos 1 e 3, e 0,25 s, 0,35 s e 0,40 s para o Equipamento 2, que referem-se, aos tempos utilizados para aquisição de radiografias de incisivos inferiores com 0,25 s, molares superiores com 0,40 s e demais regiões com 0,32 s / 0,35 s. Para cada um destes tempos foram realizadas três exposições e anotado o valor de kVp obtido pelo medidor.

Foram executados dois arranjos experimentais de mesma maneira para os três equipamentos de raios X [38]. O primeiro consistiu em distância foco-detector (DFD) de 20 cm, posicionando o cilindro localizador do equipamento de raios X o mais próximo do medidor de kVp, como exibido pelo esquema da Figura 3.5(a).

O segundo arranjo fazia uso de um posicionador, de 7,5 cm de comprimento, modificando a distância foco-detector para 27,5 cm, como mostra a Figura 3.5(b). Esses posicionadores são ferramentas muito utilizadas na rotina odontológica e recomendados

pela Portaria Federal 453, como forma de garantir a fixação dos detectores na boca dos pacientes, permitindo que fiquem alinhados com o feixe de raios X, não havendo movimentação por parte do paciente ou erro de posicionamento.

Fig. 3.3: Esquema para determinação da Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo: (a) DFD = 20 cm; (b) DFD = 27,5 cm.

Para a determinação da exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo, expressões próprias fornecidas pelo Manual da Anvisa, “Radiodiagnóstico Médico: desempenho de equipamentos e segurança” [35], foram utilizadas. Para o cálculo da exatidão, em porcentagem, foram usados os valores nominais e os valores médios obtidos pelas leituras. Sua determinação foi feita através da Equação 3.4 [35]:

$$d(\%) = 100\% \frac{kVp_{nom} - kVp_{medio}}{kVp_{nom}}, \quad (3.4)$$

em que:

kVp_{nom} = valor nominal fixo do equipamento de raios X odontológico;

kVp_{medio} = valor médio das leituras obtidas de kVp, para cada tempo de exposição.

Para o cálculo da reprodutibilidade, em porcentagem, foram usados os valores máximo e mínimo de kVp das leituras obtidas. Com isso, sua determinação foi feita por meio da Equação 3.5 [35]:

$$R(\%) = 100\% \frac{kVp_{max} - kVp_{min}}{\frac{kVp_{max} + kVp_{min}}{2}}, \quad (3.5)$$

em que:

kVp_{max} = valor máximo obtido entre as leituras;

kVp_{min} = valor mínimo obtido entre as leituras.

3.3.3 Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

Para a verificação deste teste, foi utilizado o mesmo medidor de kVp, pois, com o ele, foi possível a medição do tempo de exposição, com precisão de 1% (± 2 ms). Com isso, o esquema mostrado pela Figura 3.5(a), referente à DFD = 20 cm, foi o mesmo realizado para este teste, em ambos os equipamentos de raios X. Os tempos nominais utilizados foram 0,25 s, 0,32 s e 0,40 s para os Equipamentos 1 e 3, e 0,25 s, 0,35 s e 0,40 s para o Equipamento 2. Para cada um destes tempos foram realizadas três exposições e anotado o valor do tempo real obtido pelo medidor.

Assim como para a tensão de tubo, expressões matemáticas foram utilizadas para o cálculo da exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição. Para encontrar a exatidão, foram calculados a média dos valores obtidos para cada tempo nominal selecionado, para encontrar o desvio porcentual, $d(\%)$, através da Equação 3.6 [35]:

$$d(\%) = 100\% \frac{t_{nom} - t_{medio}}{t_{nom}}, \quad (3.6)$$

em que:

t_{nom} = valor do tempo nominal selecionado no disparador do equipamento de raios X odontológico;

t_{medio} = valor médio das leituras obtidas de tempo de exposição, para cada tempo nominal selecionado.

Para o cálculo da reprodutibilidade, em porcentagem, foram usados os valores máximo e mínimo encontrados a partir das leituras obtidas de tempo de exposição e, com isso, sua determinação foi feita por meio da Equação 3.7 [35], para cada tempo nominal selecionado:

$$R(\%) = 100\% \frac{t_{max} - t_{min}}{\frac{t_{max} + t_{min}}{2}}, \quad (3.7)$$

em que:

t_{max} = valor máximo de tempo de exposição obtido entre as leituras;

t_{min} = valor mínimo de tempo de exposição obtido entre as leituras.

3.3.4 Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar

Para a verificação deste teste, foi utilizada a mesma câmara de ionização usada no teste de camada semirredutora. Foram utilizados os mesmos tempos de exposição nominais do teste de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição, realizando três exposições para cada tempo e registrado o valor da leitura de kerma, em mGy.

Foram realizados dois arranjos experimentais para os três equipamentos. O primeiro com o cilindro localizador encostado no volume sensível da câmara, com distância foco-detector de 20 cm, e o segundo utilizando o posicionador, configurando uma distância foco-detector de 27,5 cm, como apresentados na Figura 3.4.

Fig. 3.4: Esquema para determinação da Reprodutibilidade da Taxa Kerma no Ar: (a) DFD = 20 cm; (b) DFD = 27,5 cm.

De maneira análoga aos cálculos para a tensão do tubo e para o tempo de exposição, a reprodutibilidade da taxa de kerma no ar foi determinada através da escolha dos valores de leitura máximo e mínimo, conforme a Equação 3.8 [35]:

$$R(\%) = 100\% \frac{L_{max} - L_{min}}{\frac{L_{max} + L_{min}}{2}}, \quad (3.8)$$

em que:

L_{max} = valor da leitura máxima de kerma no ar obtido em cada série;

L_{min} = valor da leitura mínima de kerma no ar obtido em cada série.

3.3.5 Linearidade da Taxa de Kerma no Ar com o Tempo de Exposição

Para a verificação da linearidade das leituras da taxa de kerma no ar em relação ao tempo de exposição nominal, foram utilizadas as leituras realizadas por meio do teste anterior, de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar.

A partir desses valores obtidos, foram construídos gráficos de tempo de exposição (s) em relação ao kerma no ar (mGy), para DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, de forma a comprovar se os valores possuem comportamento linear.

Para a determinação da linearidade, usou-se a Equação 3.9 [35]:

$$L(\%) = 100\% \frac{V_{max} - V_{min}}{\frac{V_{max} + V_{min}}{2}}, \quad (3.9)$$

em que:

V_{max} = valor máximo obtido através da razão $V = \frac{L_{medio}}{m.A.s}$ entre as séries de leituras;

V_{min} = valor mínimo obtido através da razão $V = \frac{L_{medio}}{m.A.s}$ entre as séries de leituras.

3.3.6 Tamanho do Campo de Radiação

Para verificar o tamanho do campo de radiação foi selecionado apenas um tempo de exposição nominal, 0,4 s. Foram utilizados 10 filmes radiográficos convencionais, da marca Carestream, com velocidade E (*E-speed*), de tamanho 2 (3 x 4 cm²).

Foram utilizados dois arranjos experimentais: distância foco-filme, DFF, de 20 cm, usando 4 filmes radiográficos, e DFF = 27,5 cm, utilizando 6 filmes, como apresentado pelos esquemas da Figura 3.5.

Fig. 3.5: Esquema para determinação do Tamanho do Campo de Radiação: (a) Esquema DFF = 20 cm; (b) Esquema DFF = 27,5 cm.

Finalizadas as exposições, os filmes foram revelados pela processadora Air Techniques, modelo A/T2000XR, para que os diâmetros dos campos de radiação fossem medidos.

Os diâmetros dos campos de radiação, para cada equipamento de raios X e distância foco-filme analisados, foram medidos utilizando o programa de processamento de imagens ImageJ, traçando uma reta na região circular irradiada, como demonstrado na Figura 3.6. Ao traçar essa reta, o programa retornou o valor medido do diâmetro do campo de radiação, estando o programa calibrado para a unidade de medida em centímetros.

Fig. 3.6: Esquema de medição do tamanho do campo de radiação.

Também na Figura 3.6, foi representado uma espécie de **penumbra** que pode ocorrer no momento da aquisição da imagem. Isso ocorre devido a angulação do tubo, que não permaneceu colado aos filmes totalmente, ou pelo local onde foram posicionados os filmes, podendo haver alguma inclinação indesejada, ou pelo **desalinhamento do ponto focal**, fazendo com que o feixe esbarre na borda do cilindro localizador. Essa penumbra pode ser entendido como a incerteza das medições do diâmetro do campo.

3.3.7 Dose de Entrada na Pele (DEP)

Para a determinação da dose de entrada na pele foram utilizados os valores de kerma no ar obtidos pelo teste de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar, cujo procedimento de obtenção foi descrito no item 3.3.4, para os três equipamentos, com DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm.

Para o cálculo do valor da DEP, as leituras de kerma no ar obtidas devem ser multiplicadas por um fator de retroespalhamento. Esse fator deve ser correspondente ao raio do campo de radiação para cada equipamento e arranjo experimental. O procedimento para a determinação do raio do campo de radiação foram explicados no item 3.3.6.

O fator de retroespalhamento (BSF) é a razão tecido-ar em que a profundidade de interesse é igual a profundidade de dose máxima. O retroespalhamento fornece o fator pelo qual a dose de radiação é aumentada pela radiação espalhada por um objeto simulador. O conceito de fator de retroespalhamento foi desenvolvido, inicialmente, para radiação de baixa energia, em que a profundidade de interesse era igual a zero. Dessa forma, a dose máxima estava na superfície. Após, o conceito foi estendido para radiação de alta energia, em que a profundidade de dose máxima não se encontra na superfície [7].

Valores para o fator de retroespalhamento foram publicados por Jonhs e Cunningham (1983) [7] para campos de radiação circulares, de acordo com a camada semirredutora, em mmAl. Esses dados foram transpostos para a Tabela 3.4.

Tab. 3.4: Fatores de retroespalhamento para campos circulares [7].

CSR (mmAl)	Fator de Retroespalhamento								
1,0	1,108	1,128	1,138	1,148	1,164	1,179	1,189	1,197	1,205
2,0	1,118	1,143	1,154	1,168	1,190	1,211	1,225	1,238	1,250
3,0	1,134	1,164	1,179	1,194	1,217	1,240	1,256	1,270	1,283
4,0	1,141	1,174	1,190	1,208	1,236	1,265	1,283	1,299	1,314
Raio (cm)	1,780	2,260	2,520	2,820	3,340	3,990	4,510	5,050	5,640

Entretanto, a Tabela 3.4 não apresenta os valores de fator de retroespalhamento para os raios de interesse para a execução deste teste. Dessa forma, para a determinação dos fatores de retroespalhamento desses raios, referente a cada equipamento de raios X e distância foco-detector, construiu-se um gráfico utilizando os valores da Tabela 3.4. Neste gráfico foi aplicado o ajuste polinomial de terceira ordem, para encontrar uma função que determine os fatores de retroespalhamento desejados, possuindo forma genérica $y = Ax^3 + Bx^2 + Cx + D$.

Dessa maneira, determinado o fator de retroespalhamento que corresponda ao raio do campo de radiação de interesse para cada equipamento de raios X, a dose de entrada na pele foi determinada pela Equação 3.10 [35]:

$$DEP(mGy) = k_{ar} \cdot BSF, \quad (3.10)$$

em que:

k_{ar} = média das leituras de kerma no ar em mGy;

BSF = fator de retroespalhamento para campos circulares.

3.4 Controle da Qualidade da Imagem Radiográfica Digital Intraoral

3.4.1 Testes de Controle da Qualidade da Imagem Radiográfica Digital Intraoral

O objeto de teste construído é composto por dois compartimentos que, quando unidos, formam o dispositivo completo, com cada um destes compartimentos específico para o atendimento de um parâmetro físico.

Resolução de Baixo Contraste – Séries de Poços

Para comprovar a resolução de baixo contraste foi construído um compartimento possuindo duas séries de cinco poços. Entende-se por poços: orifícios ou cavidades em formato cilíndrico. Cada série possui características diferentes:

- Primeira série constituída por poços de diâmetros variados, de maneira decrescente, 2,5 mm, 2,0 mm, 1,5 mm e 1,0 mm e 0,5 mm, e profundidade fixa em 0,5 mm;
- Segunda série formada por poços de profundidades variadas, de maneira decrescente, 0,7 mm, 0,6 mm, 0,5 mm, 0,4 mm e 0,3 mm, e diâmetro constante em 2,0 mm.

Esse compartimento possui 24 mm de comprimento por 16 mm de largura, e foram confeccionadas em dois materiais diferentes, o alumínio liga 1100, pureza de 99%, e o PMMA (Polimetilmetacrilato), polímero sintético opticamente transparente, conhecido popularmente como acrílico. Para ambos os materiais, a espessura é de 16 mm. A Figura 3.7 mostra o esquema com as medidas das séries de poços e os poços em alumínio e em acrílico:

Fig. 3.7: Séries de poços: (a) Esquema; (b) Alumínio; (c) Acrílico.

Uniformidade e Escala de Cinza – Step Wedge

Para verificar a uniformidade e a escala de cinza foi construído um compartimento chamado *step wedge*. Este possui formato de cunha que consiste em ir aumentando a espessura do absorvedor através de degraus.

Foram construídos dois, a partir de materiais atenuadores diferentes: um em cobre (Cu), com pureza de 99%, número atômico 29, e outro em alumínio (Al) liga 1100 com pureza de 99%, número atômico 13. Ambos possuem 24 mm de comprimento por 16 mm de largura e são compostos por 8 degraus.

Em função do número atômico do cobre ser mais elevado, comparado ao alumínio, o que o faz mais absorvedor, o *step wedge* em cobre possui menor espessura total (referente ao oitavo degrau), 0,8 mm, sendo que cada degrau consiste em 3,0 mm de largura por 0,1 mm de altura. Já o *step wedge* em alumínio possui espessura total de 16 mm, com cada degrau possuindo 3,0 mm de largura e 2,0 mm de altura. A Figura 3.8 apresenta

o esquema do *step wedge*, com suas respectivas medidas e o *step wedge* em cobre e em alumínio.

Fig. 3.8: *Step Wedge*: (a) Esquema; (b) Cobre; (c) Alumínio.

Em razão de que cada compartimento foi construído por dois materiais diferentes, formaram-se quatro possíveis combinações, de uma série de poços e um *step wedge*, para a composição do dispositivo de teste final, apresentadas na Tabela 3.5:

Tab. 3.5: Combinações de materiais para composição do dispositivo de teste.

	Séries de Poços (SP)	<i>Step Wedge</i> (SW)	Combinação SP / SW
1	Alumínio	Cobre	Al / Cu
2	Acrílico	Cobre	PMMA / Cu
3	Alumínio	Alumínio	Al / Al
4	Acrílico	Alumínio	PMMA / Al

Abaixo, estão expostas as figuras que demonstram as combinações que formam os dispositivos de teste. As Figuras 3.9(a), 3.9(b), 3.9(c) e 3.9(d), referem-se as combinações de Al / Cu, PMMA / Cu, Al / Al e PMMA / Al, respectivamente.

Fig. 3.9: Dispositivo de teste: (a) Al / Cu; (b) PMMA / Cu; (c) Al / Al; (d) PMMA / Al.

Relação Contraste-Ruído – RCR – e Relação Sinal-Ruído – RSR

Em sistemas de aquisição de imagens digitais, o ruído pode ser quantificado em termos do desvio padrão da quantidade de fótons que são gravados em uma área do receptor de imagem ou o desvio padrão do sinal dessa imagem.

Como o contraste na imagem radiográfica digital é dinâmico, devido a recursos de pós-processamento, o ideal é a sua avaliação estar relacionada com o compartimento de séries de poços, pois a visualização de detalhes em resolução de baixo contraste fica limitada à quantidade de ruído.

Dessa forma, a Relação Contraste-Ruído foi determinada selecionando-se uma região de interesse, ROI1, neste caso a região onde está o poço, e uma região fora deste, ROI2, de mesma dimensão para ambos, de 1520 mm^2 , para os sistemas de aquisição de imagem direto, e de 342 mm^2 , para o semi-direto, tanto para o alumínio, quanto para o acrílico, como é apresentado pela Figura 3.10.

Fig. 3.10: Representação de como selecionar as regiões de interesse, ROIs, em uma imagem, para o cálculo de RCR.

Com essa região demarcada, foi gerado um histograma, através do ImageJ, que informou o valor médio do sinal e a variação do mesmo, dado através do desvio padrão.

Com isso, a razão entre a diferença dos valores médios do sinal de cada ROI e a variação do sinal da ROI selecionada no poço, σ_{ROI1} , determina a RCR. Logo, ela pode ser calculada pela Equação 3.11:

$$RCR = \frac{\bar{x}_{ROI1} - \bar{x}_{ROI2}}{\sigma_{ROI1}}, \quad (3.11)$$

em que:

$\bar{x}_{ROI1}$ = valor médio do sinal em um ROI selecionado na região de interesse (poço);

$\bar{x}_{ROI2}$ = valor médio do sinal em um ROI selecionado fora da região de interesse;

σ_{ROI1} = variação de sinal da região de interesse (poço), dado pelo desvio padrão;

A Relação Sinal-Ruído foi determinada de maneira semelhante. Porém, neste caso, não foi preciso utilizar a diferença entre dois ROIs, apenas foi calculado pela razão entre a média dos valores de *pixel* dentro do poço (sinal) pela variação do ruído no mesmo, como mostrado pela Equação 3.12:

$$RSR = \frac{\bar{x}_{ROI1}}{\sigma_{ROI1}}, \quad (3.12)$$

em que:

$\bar{x}_{ROI1}$ = valor médio do sinal em um ROI selecionado na região do poço;

σ_{ROI1} = variação de sinal da região do poço, dado pelo desvio padrão;

De mesma maneira que para a RCR, esses valores foram obtidos com o auxílio do ImageJ, através do histograma produzido para cada ROI.

3.4.2 Aquisição Direta

As quatro possibilidades de dispositivo de teste foram expostas ao feixe de raios X, utilizando a técnica de 70 kVp e 7 mA para o Equipamento 1 e de 70 kVp e 8 mA para os Equipamentos 2 e 3.

O dispositivo foi colocado sobre os detectores digitais intraorais diretos para a realização das exposições, de forma que os degraus menos espessos do *step wedge* ficassem na direção do ânodo, por causa do efeito anódico. Estão apresentadas, na Figura 3.11, todas as combinações de materiais para o dispositivo, posicionadas no receptor RVG. Para os três equipamentos o posicionamento foi semelhante.

Fig. 3.11: Combinação de dispositivos posicionados sobre o receptor RVG: (a) Al / Cu; (b) PMMA / Cu; (c) Al / Al; (d) PMMA / Al.

Para todos os equipamentos de raios X odontológicos a distância foco-detector foi de 27,5 cm, simulando a distância utilizada na rotina clínica com o auxílio do posicionador, como mostrados pelo esquema e arranjo experimental da Figura 3.12. Em todos os três equipamentos, foi utilizado todo intervalo de tempo de exposição que estava disponível no disparador, obtendo uma imagem radiográfica para cada tempo.

Fig. 3.12: Posicionamento do dispositivo de teste: (a) Esquema; (b) Arranjo experimental.

Para cada configuração de dispositivo, séries de poços/*step wedge*, foi encontrada a imagem considerada como a exposição da linha de base, ou seja, a radiografia que corresponde à menor exposição na qual o número máximo de poços e de degraus foram visualizados, em conjunto. Todavia, deve-se estar ciente que as exposições da linha de base diferem amplamente entre sistemas, mesmo dentro de sistemas de mesmo tipo. Com isso, para cada combinação de materiais para o dispositivo haverá um tempo de linha de base distinto.

As imagens adquiridas foram analisadas a partir de dois processos:

- **Análise subjetiva:** realizada a olho nu, verificando o número de poços e degraus distinguidos apenas pela visão. Porém, está sujeita a variações como visão e capacidade de percepção entre os usuários, fadiga ocular, estresse e condições de iluminação. A realização da contagem de poços e degraus visualizados a olho nu, foram corroboradas por um dentista radiologista que, por experiência e possuir um “olho treinado” para a visualização de estruturas em radiografias dentárias, verificou que a forma utilizada para essa contabilidade e os números registrados por este estudo, tanto de poços quanto de degraus, estavam corretos, sendo os valores equivalentes;
- **Análise objetiva:** realizada através do programa de processamento de imagens ImageJ. Esta análise é feita traçando um perfil de intensidade de *pixels* sobre a região onde estão os poços e os degraus, de maneira que fosse avaliada sua presença através de depleções e do contorno de uma escada, respectivamente, neste perfil de linha. A diferenciação de poços e não poços e entre os degraus foi feita a partir da diferença de intensidade de *pixels*. Essa análise objetiva tinha o objetivo de avaliar a presença

de poços e degraus. Não foi desenvolvido um algoritmo específico com parâmetros quantitativos, pois este não era o objetivo deste estudo, porém pode ser feito em trabalhos futuros.

Para ambos equipamentos, as imagens obtidas passaram por um processo de filtragem pelo ImageJ para as análises objetivas. Para isso, fez-se a aplicação do filtro de mediana que remove o ruído de forma eficiente e mantém o contorno e pequenos detalhes da imagem.

Como o intuito deste controle é a verificação da presença de poços e degraus que estão definidos nas imagens, o filtro foi utilizado não somente para suavizar o ruído nelas existente, mas também para facilitar a análise objetiva. Por isso, foi utilizado uma janela de 20 *pixels*, permitindo a presença de poços pela definição de depleções e a distinção dos degraus pelo delineamento da escada.

De forma a verificar a constância e garantir a qualidade da imagem de maneira periódica, através dos testes aplicados com o dispositivo de teste, foi realizado o controle da qualidade longitudinal. Este controle teve por objetivo observar o comportamento dos objetos de teste, mensalmente, comparando as primeiras imagens obtidas, definindo-as como padrão, com as colhidas em meses subsequentes, comprovando a eficiência do objeto de teste em um programa de controle da qualidade da imagem digital radiográfica intraoral.

3.4.3 Aquisição Semi-Direta

Consistiu na aquisição de imagens radiográficas com a utilização dos detectores de imagem radiográfica digital intraoral semi-direto. Dessa forma, o posicionamento das quatro configurações do dispositivo de teste, nos detectores de placas de material fosforescente, e o arranjo experimental são os mesmos que os utilizados para o detector de imagens intraoral direto, como mostrados pelas Figuras 3.11 e 3.12, respectivamente. A técnica radiográfica para os três equipamentos de raios X odontológico e os métodos de análise, subjetiva e objetiva, também foram os mesmos empregados para o sistema de aquisição direto.

O controle da qualidade longitudinal foi realizado somente para o sistema de aquisição de imagens direto e não para o semi-direto. Isso ocorreu em decorrência da falta de placas de material fosforescente, não havendo placas úteis para serem utilizadas, e por falhas na escaneadora, onde ocorriam travamentos dos cassetes, gerando problemas e danos na placa com a imagem coletada.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Testes de Controle da Qualidade dos Equipamentos de Raios X Odontológico

4.1.1 Camada Semirredutora (CSR) e Homogeneidade

A média das leituras de kerma no ar obtidas, em mGy, para os Equipamentos 1, 2 e 3, estão expostas Tabelas 4.1, assim como o valor do desvio padrão entre as leituras, em mGy.

Tab. 4.1: Média das leituras de kerma no ar para o cálculo de CSR para os Equipamentos 1, 2 e 3.

	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
mmAl	Média das Leituras (mGy)	Desvio Padrão (mGy)	Média das Leituras (mGy)	Desvio Padrão (mGy)	Média das Leituras (mGy)	Desvio Padrão (mGy)
0,0	1,886	0,004	2,452	0,019	0,769	0,002
1,0	1,345	0,011	1,696	0,038	0,533	0,001
2,0	1,013	0,002	1,281	0,001	0,393	0,001
3,0	0,795	0,006	1,005	0,003	0,308	0,001
4,0	0,645	0,006	0,874	0,004	0,249	0,001
5,0	0,520	0,002	0,704	0,001	0,204	0,001
6,0	0,449	0,003	0,582	0,002	0,171	0,001

A Figura 4.1 traz os gráficos que foram utilizados para a determinação da camada semirredutora pelo método gráfico, em que foi verificado um comportamento exponencial para os Equipamentos 1, 2 e 3.

Fig. 4.1: Valores de kerma no ar em função da espessura de alumínio: (a) Equipamento 1; (b) Equipamento 2; (c) Equipamento 3.

A partir do ajuste exponencial aplicado nos gráficos, uma função foi atribuída a este ajuste, para cada equipamento. A Tabela 4.2 expõe essas funções, das quais foram usadas para a determinação experimental das camadas semirredutoras.

Tab. 4.2: Funções obtidas à partir do ajuste exponencial aplicado nos gráficos da Figura 4.1 para os Equipamentos 1, 2 e 3.

Equipamento 1	$\frac{L_0}{2} = 0,317 + 1,562(0,669)^{CSR}$
Equipamento 2	$\frac{L_0}{2} = 0,493 + 1,942(0,639)^{CSR}$
Equipamento 3	$\frac{L_0}{2} = 0,133 + 0,630(0,644)^{CSR}$

Para o segundo método de determinação da camada semirredutora, os parâmetros foram encontrados e aplicados na Equação 3.1, para os três equipamentos testados.

Dessa forma, a partir dos dois métodos, a Tabela 4.3 apresenta os valores calculados para a 1ª CSR, 2ª CSR e coeficiente de homogeneidade, CH, assim como o desvio padrão (DP) entre os eles, para os três equipamentos.

Tab. 4.3: Valores da 1ª CSR, 2ª CSR e CH, para os métodos, Gráfico (G) e Equação (E 3.1), e o Desvio Padrão (DP) entre eles, para os Equipamentos 1, 2 e 3.

	Equipamento 1			Equipamento 2			Equipamento 3		
Método	G	E 3.1	DP	G	E 3.1	DP	G	E 3.1	DP
1ªCSR (mmAl)	2,274	2,297	0,016	2,175	2,177	0,001	2,083	2,092	0,006
2ªCSR (mmAl)	3,492	3,395	0,069	4,050	3,559	0,347	3,302	3,246	0,040
$CH = \frac{1ªCSR}{2ªCSR}$	0,651	0,676	0,018	0,537	0,612	0,053	0,631	0,644	0,009

Pelos dados contidos na Tabela 4.3, o Equipamento 2 apresentou o maior desvio entre os dois métodos, 0,347 mmAl, em relação a 2ª CSR. O Equipamento 3 apresentou o menor desvio entre os dois métodos.

Verificou-se que ambos os métodos utilizados para determinação da camada semirredutora foram satisfatórios, estando todos os três equipamentos vistoriados, de acordo com a Portaria Federal 453, dentro do recomendado, pois, quanto a filtração total do feixe, equipamentos com tensão do tubo inferior ou igual a 70 kVp, devem possuir uma filtração total permanente, em camada semirredutora, não inferior a 1,5 mmAl.

Observou-se pelos valores encontrados para o coeficiente de homogeneidade, que estes foram menores que 1 para ambos equipamentos e para ambos os métodos, representando que o feixe não é homogêneo. Estes resultados foram próximos do estabelecido pela norma IEC 61267, que trata das qualidades das radiações. Para esta, a qualidade do feixe se encaixa na qualidade RQR5, com tensão aplicada de 70 kVp, referindo-se que o CH não deve ser superior a 0,710.

4.1.2 Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo

A Tabela 4.4 traz os valores médios das leituras de kVp obtidos para três tempos de exposição, à DFD de 20 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3, assim como o seu desvio padrão.

Tab. 4.4: Média das leituras de kVp à DFD = 20 cm para cálculo da Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo para os Equipamentos 1, 2 e 3.

Tempo de exposição (s)	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
	Média das Leituras (kVp)	Desvio Padrão (kVp)	Média das Leituras (kVp)	Desvio Padrão (kVp)	Média das Leituras (kVp)	Desvio Padrão (kVp)
0,25	65,07	0,15	63,17	0,25	64,80	0,44
0,32 (Eq. 1 e 3)/0,35 (Eq. 2)	65,27	0,06	63,33	0,31	64,80	0,10
0,40	64,83	0,12	63,23	0,21	64,40	0,52

O kVp nominal para o cálculo foi de 70 kVp. Os valores determinados para o desvio da exatidão e da reprodutibilidade estão na Tabela 4.5, para os três equipamentos de raios X.

Tab. 4.5: Valores de Exatidão (d) e Reprodutibilidade (R) da tensão do tubo, à DFD = 20 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.

Tempo de Exposição (s)	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
	$d(\%)$	$R(\%)$	$d(\%)$	$R(\%)$	$d(\%)$	$R(\%)$
0,25	7,00	0,46	9,71	0,79	7,28	1,24
0,32 (Eq. 1 e 3)/0,35 (Eq. 2)	6,70	0,15	9,57	0,95	7,43	0,31
0,40	7,30	0,77	9,57	0,63	8,00	1,55

Mudando-se para o arranjo experimental com DFD = 27,5 cm, os valores médios das leituras de kVp encontrados para os Equipamentos 1, 2 e 3, estão expostos na Tabela 4.6 apresentando, também, o desvio padrão para os três tempos de exposição testados.

Tab. 4.6: Média das leituras de kVp à DFD = 27,5 cm para cálculo da Exatidão e Reprodutibilidade da Tensão do Tubo para os Equipamentos 1, 2 e 3.

Tempo de exposição (s)	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
	Média das Leituras (kVp)	Desvio Padrão (kVp)	Média das Leituras (kVp)	Desvio Padrão (kVp)	Média das Leituras (kVp)	Desvio Padrão (kVp)
0,25	65,30	0,10	63,57	0,60	65,93	0,51
0,32 (Eq. 1 e 3)/0,35 (Eq. 2)	65,30	0,10	63,20	0,20	65,60	0,35
0,40	65,47	0,35	63,33	0,06	65,60	0,26

O kVp nominal para o cálculo foi novamente de 70 kVp. Os valores do desvio da exatidão e da reprodutibilidade, determinados para os três equipamentos, estão na Tabela 4.7.

Tab. 4.7: Valores de Exatidão (d) e Reprodutibilidade (R) da tensão do tubo, à DFD = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.

Tempo de Exposição (s)	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
	$d(\%)$	$R(\%)$	$d(\%)$	$R(\%)$	$d(\%)$	$R(\%)$
0,25	6,70	0,31	9,19	1,87	5,86	1,52
0,32 (Eq. 1 e 3)/0,35 (Eq. 2)	6,70	0,92	9,71	0,63	6,28	0,91
0,40	6,40	1,07	9,43	0,16	6,14	0,76

Pelas Tabelas 4.5 e 4.7, percebeu-se uma variação entre as exatidões obtidas nas duas distâncias analisadas. Verificou-se que, para DFD = 20 cm, os valores da exatidão foram levemente superiores aos obtidos para a DFD = 27,5 cm, em ambos equipamentos. Apenas para o tempo de 0,35 s, do Equipamento 2, isso não ocorreu.

Quando verificado se os valores encontrados estavam de acordo com a Portaria Federal 453, que estabelece que o desvio da exatidão deve estar dentro de $\pm 10\%$, a diferença encontrada foi muito próxima desse valor, para todos os tempos e em todos equipamentos, estando de acordo com a norma.

Os resultados obtidos estão em conformidade com o estudo de Andrade (2007) [38], em que também foi verificado que o valor da tensão de pico obtida não variou muito com o aumento da distância foco-detector, ou seja, quando utilizou-se o posicionador. Pelo estudo citado, os valores do desvio da exatidão foram de aproximadamente 10%, assim como os determinados por este trabalho. Esta ocorrência pode estar relacionada com a tensão da rede elétrica, que pode sofrer variação de local e horário, uma vez que os sistemas de raios X utilizados nos consultórios odontológicos normalmente estão sujeitos a isto.

Em relação ao desvio da reprodutibilidade, observou-se que, para o tempo de 0,25 s, referente ao Equipamento 2, à DFD = 27,5 cm, ocorreu a maior diferença entre todos os outros valores obtidos, principalmente quando comparado ao resultado para DFD = 20 cm de mesmo tempo e equipamento. Apesar disso, os resultados obtidos ficaram abaixo do limite estabelecido pela Portaria Federal 543, que determina que o desvio da reprodutibilidade deve ser $\leq 10\%$, comprovando que as tensões do tubo de raios X estavam reprodutíveis para os três equipamentos analisados.

Segundo a Portaria Federal 453, em radiografias intraorais, a tensão do tubo de raios X deve ser maior ou igual a 50 kVp, estando preferencialmente maior que 60 kVp. Com isso, pelos resultados obtidos, verificou-se que a tensão, para todos os equipamentos estavam acima de 50 kVp, que não houve grandes alterações, uma vez que as tensões apresentaram baixo desvio da reprodutibilidade, menos de 2% para as duas distâncias utilizadas, indicando concordância entre as medições.

4.1.3 Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição

A Tabela 4.8 traz os valores médios das leituras de tempo de exposição obtidas para três tempos nominais selecionados no disparador: 0,25 s, 0,32 s e 0,40 s para os Equipamentos 1 e 3, e 0,25 s, 0,35 s e 0,40 s, para o Equipamento 2, à DFD de 20 cm, assim como o seu desvio padrão.

Tab. 4.8: Média das leituras de tempo de exposição à DFD = 20 cm para cálculo da Exatidão e Reprodutibilidade do Tempo de Exposição para os Equipamentos 1, 2 e 3.

	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
Tempo nominal (s)	Média das Leituras (s)	Desvio Padrão (s)	Média das Leituras (s)	Desvio Padrão (s)	Média das Leituras (s)	Desvio Padrão (s)
0,25	0,271	0,001	0,265	0,001	0,249	0,000
0,32 (Eq. 1 e 3)/0,35 (Eq. 2)	0,345	0,001	0,385	0,001	0,318	0,001
0,40	0,425	0,001	0,434	0,001	0,398	0,000

Pela tabela acima exposta, verificou-se que o tempo nominal não foi o mesmo registrado pelo medidor de tempo, havendo um tempo real de exposição. A Figura 4.2 apresenta um gráfico em que a diferença entre os tempos nominal e real pode ser observada.

Fig. 4.2: Tempos de exposição, nominal e real, em função dos Equipamentos 1, 2 e 3.

Pela Figura 4.2 ficou nítido que, para os Equipamentos 1 e 2, o tempo real executado no disparo da radiação X foi superior ao tempo nominal. Porém, o Equipamento 3 obteve tempo real e nominal bem equiparados com máxima variação de apenas 0,002.

Os valores determinados do desvio da exatidão e da reprodutibilidade do tempo de exposição estão na Tabela 4.9, para os três equipamentos de raios X.

Tab. 4.9: Valores de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição para os Equipamentos 1, 2 e 3.

Tempo nominal (s)	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
	$d(\%)$	$R(\%)$	$d(\%)$	$R(\%)$	$d(\%)$	$R(\%)$
0,25	8,40	0,37	6,00	0,37	0,40	0,00
0,32 (Eq. 1 e 3)/0,35 (Eq. 2)	7,80	0,29	9,70	0,26	0,47	0,31
0,40	6,30	0,23	8,50	0,23	0,25	0,00

Pela Tabela 4.9, os resultados para o desvio da exatidão do tempo de exposição dos três equipamentos demonstraram que a variação entre os valores obtidos pelas leituras e o nominal estiveram dentro do recomendado pela Portaria Federal 453, de $\pm 10\%$. Porém, os Equipamentos 1 e 2, mesmo estando com os valores de exatidão dentro do limite estabelecido, obtiveram valores muito próximos desse limite, ficando com o desvio da exatidão entre 6% e 9,7%, este último para o tempo de 0,35 s, referente ao Equipamento 2. Isso se deve a este modelo de aparelho de raios X ter um temporizador que equilibra possíveis variações na corrente elétrica, o que faz aumentar ou diminuir os tempos de exposição selecionados no disparador. Entretanto, para o Equipamento 3, os valores de exatidão ficaram todos abaixo de 0,5%, verificando que este equipamento de raios X está exato entre os valores de tempo de exposição nominal e o real.

Com relação ao desvio da reprodutibilidade, observou-se que todos os equipamentos estão bem abaixo do limite estabelecido pela Portaria Federal 453, de $\leq 10\%$, não ultrapassando 0,37%, comprovando que ambos equipamentos de raios X estão reprodutíveis quanto ao tempo de exposição, dando destaque ao Equipamento 3, em que para os tempos de 0,25 s e 0,40 s obtiveram o desvio da reprodutibilidade nulo, pois em todas as séries de leituras foram obtidos os mesmos valores de tempo de exposição.

4.1.4 Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar

As Tabelas 4.10 e 4.11 apresentam os valores médios de kerma no ar, respectivamente para $DFD = 20$ cm e $DFD = 27,5$ cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3 e para os três tempos de exposição nominais selecionados. Ainda acompanham seus respectivos desvios padrão.

Tab. 4.10: Média das leituras de kerma no ar à DFD = 20 cm para Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar para os Equipamentos 1, 2 e 3.

Tempo de exposição (s)	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
	Média das Leituras (mGy)	Desvio Padrão (mGy)	Média das Leituras (mGy)	Desvio Padrão (mGy)	Média das Leituras (mGy)	Desvio Padrão (mGy)
0,25	1,490	0,006	1,594	0,015	1,552	0,001
0,32 (Eq. 1 e 3)/0,35 (Eq. 2)	1,874	0,030	2,113	0,012	1,989	0,001
0,40	2,332	0,017	2,466	0,006	2,494	0,001

Tab. 4.11: Média das leituras de kerma no ar à DFD = 27,5 cm para cálculo da Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar para os Equipamentos 1, 2 e 3.

Tempo de exposição (s)	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
	Média das Leituras (mGy)	Desvio Padrão (mGy)	Média das Leituras (mGy)	Desvio Padrão (mGy)	Média das Leituras (mGy)	Desvio Padrão (mGy)
0,25	0,784	0,006	0,778	0,016	0,825	0,001
0,32 (Eq. 1 e 3)/0,35 (Eq. 2)	0,976	0,004	1,095	0,003	1,057	0,001
0,40	1,217	0,003	1,235	0,006	1,322	0,001

Com os valores das leituras, o desvio da reprodutibilidade foi determinada utilizando a Equação 3.8. Os valores do desvio da reprodutibilidade, para os Equipamentos 1, 2 e 3, estão dispostos na Tabela 4.12, à DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm.

Tab. 4.12: Valores de Reprodutibilidade da Taxa de Kerma no Ar, com DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.

Tempo nominal (s)	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
	$R(\%)$		$R(\%)$		$R(\%)$	
	20 cm	27,5 cm	20 cm	27,5 cm	20 cm	27,5 cm
0,25	0,74	1,53	1,69	3,99	0,13	0,24
0,32 (Eq. 1 e 3)/0,35 (Eq. 2)	3,15	0,72	1,09	0,55	0,10	0,09
0,40	1,46	0,49	0,49	0,89	0,08	0,08

Analisando os valores de desvio da reprodutibilidade, expressos na Tabela 4.12, foi possível destacar que, para ambos os arranjos experimentais, os valores obtidos foram bem inferiores aos limites estabelecidos pela Portaria Federal 453 de $\leq 10\%$. Em relação as distâncias utilizadas, fica evidente que, conforme a DFD cresce, menor será a exposição provocada, em kerma no ar.

Realizando uma comparação entre os equipamentos de raios X, os Equipamentos 1 e 2 obtiveram maior desvio da reprodutibilidade: 3,15%, com tempo de exposição de 0,32 s e DFD = 20 cm para o primeiro; e 3,99%, no tempo de exposição de 0,25 s com DFD = 27,5 cm, para o segundo. Vale destacar o Equipamento 3 que, para todos os tempos de exposição e para os dois arranjos experimentais, a reprodutibilidade não atingiu 1%, tendo valor máximo de apenas 0,24%.

4.1.5 Linearidade da Taxa de Kerma no Ar com o Tempo de Exposição

Os dados utilizados para o cálculo da linearidade foram os mesmos resultados obtidos para o teste de reprodutibilidade da taxa de kerma no ar e foram dispostos nas Tabelas 4.10 e 4.11, para DFD = 20 cm e DFD = 27,5, nessa ordem.

Com os valores médios das leituras obtidos, para cada uma das três séries realizadas e para cada tempo de exposição, foi possível o cálculo da razão V dada pela leitura média dividida pelo mAs. A corrente anódica dos equipamentos de raios X é fixa, de 7 mA para o Equipamento 1 e de 8 mA para os Equipamentos 2 e 3, e não um valor de mAs fixado. Dessa forma, multiplicou-se o valor de mA por cada tempo de exposição selecionado para a obtenção do mAs. A Tabela 4.13 mostra os valores da razão V para os três equipamentos de raios X, com DFD = 20 cm e 27,5 cm, assim como os valores da linearidade determinados pela Equação 3.9.

Tab. 4.13: Valores da razão $V = \frac{L_{\text{medio}}}{\text{mAs}}$ e Linearidade, à DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.

Tempo nominal (s)	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
	V		V		V	
	20 cm	27,5 cm	20 cm	27,5 cm	20 cm	27,5 cm
0,25	0,851	0,448	0,797	0,389	0,776	0,411
0,32 (Eq. 1 e 3)/0,35 (Eq. 2)	0,837	0,436	0,755	0,391	0,777	0,412
0,40	0,833	0,434	0,771	0,386	0,779	0,413
$L(\%)$	2,134	3,175	5,412	1,287	0,386	0,388

Observando-se os valores encontrados para a linearidade na Tabela 4.13, todos os equipamentos de raios X estiveram bem abaixo do estabelecido pela Portaria Federal 453, com limite recomendado de $\leq 20\%$, para os dois arranjos experimentais executados, determinando que o rendimento do tubo de raios X garante que o feixe produzirá uma exposição em kerma no ar similar para toda a série de leitura, para as várias combinações de corrente e tempo de exposição.

Os dados obtidos podem ser demonstrados de maneira gráfica, ficando visível a linearidade dos valores de kerma no ar em relação ao tempo de exposição. As Figuras 4.3, 4.4

e 4.5 apresentam estes gráficos para os Equipamentos 1, 2 e 3, respectivamente, para os dois arranjos experimentais.

Fig. 4.3: Kerma no ar em função do tempo de exposição para o Equipamento 1: (a) DFD = 20 cm; (b) DFD = 27,5 cm.

Fig. 4.4: Kerma no ar em função do tempo de exposição para o Equipamento 2: (a) DFD = 20 cm; (b) DFD = 27,5 cm.

Fig. 4.5: Kerma no ar em função do tempo de exposição para o Equipamento 3: (a) DFD = 20 cm; (b) DFD = 27,5 cm.

Com os gráficos, ficou possível analisar se o ajuste linear empregado foi satisfatório. Uma forma de avaliar a qualidade do ajuste é através do coeficiente de determinação (R^2). Este coeficiente indica quanto o ajuste imposto foi capaz de representar os dados coletados. Logo, a Tabela 4.14 traz os valores de R^2 , para os três equipamentos, nas duas distâncias foco-detector utilizadas.

Tab. 4.14: Valores de R^2 , à DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.

DFD (cm)	Equipamento 1	Equipamento 2	Equipamento 3
	R^2	R^2	R^2
20	0,99931	0,99808	0,99998
27,5	0,99968	0,99981	0,99999

Analisando os valores de R^2 , percebeu-se que para todas as distâncias e equipamentos o valor obtido foi muito próximo do ideal, do valor de 1, o que mostrou que a variabilidade dos dados adquiridos foi muito pequena, comprovando a linearidade dos mesmos.

Pelo comportamento linear apresentado pelos gráficos verificou-se que, conforme elevou-se o tempo de exposição, maior foi o kerma incidente no ar, sendo consideradas grandezas proporcionais. Dentre os equipamentos de raios X, o Equipamento 2 obteve linearidade maior, de 5,412% para DFD = 20 cm, enquanto o Equipamento 1 obteve a maior linearidade para a DFD = 27,5 cm, de 3,175%.

4.1.6 Tamanho do Campo de Radiação

A Portaria Federal 453 estabelece que para a realização deste teste a extremidade do localizador deve ser colocada o mais próximo possível da pele do paciente para garantir tamanho de campo mínimo, com uma distância foco-filme, DFF, de 20 cm. Porém, também foram realizados dois arranjos experimentais: além de 20 cm, 27,5 cm foi utilizada, simulando o uso de posicionador.

As Figuras 4.6, 4.7 e 4.8 mostram as radiografias obtidas e nelas estão contidas os campos de radiação circulares à DFF de 20 cm, com utilização de 4 filmes convencionais intraorais, e 27,5 cm, com uso de 6 filmes, para os Equipamentos 1, 2 e 3, respectivamente, com tempo de exposição de 0,4 s.

Fig. 4.6: Tamanho de campo de radiação para o Equipamento 1: (a) DFF = 20 cm; (b) DFF = 27,5 cm.

Fig. 4.7: Tamanho de campo de radiação para o Equipamento 2: (a) DFF = 20 cm; (b) DFF = 27,5 cm.

Fig. 4.8: Tamanho de campo de radiação para o Equipamento 3: (a) DFF = 20 cm; (b) DFF = 27,5 cm.

Nas figuras observou-se uma espécie de penumbra que pode ter sido causada devido a angulação do tubo, que não permanecia colado aos filmes totalmente, ou pelo local

onde foram posicionados os filmes, podendo haver alguma inclinação indesejada, ou **por desalinhamento do ponto focal**. Entretanto, isso não prejudicou a análise realizada.

Pelas radiografias, foram obtidos os diâmetros e os raios do campos utilizados. Essas informações estão dispostas na Tabela 4.15, para os três equipamentos e para as duas distâncias analisadas. Os dados apresentam uma incerteza, referente a penumbra que apareceram nas imagens.

Tab. 4.15: Valores de diâmetro e raio para o teste de tamanho de campo de radiação, à DFF = 20 cm e DFF = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.

	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
DFF	20 cm	27,5 cm	20 cm	27,5 cm	20 cm	27,5 cm
Diâmetro (cm)	5,74±0,55	6,30±0,53	5,64±0,10	6,22±0,24	5,76±0,41	6,34±0,18
Raio (cm)	2,87	3,15	2,82	3,11	2,88	3,17

Observando-se a Tabela 4.15, verificou-se que, conforme aumentava-se a distância, aumentava-se o diâmetro e, conseqüentemente, o raio do campo de radiação. Esse comportamento, já esperado, foi percebido em todos os três equipamentos.

A partir dos resultados concluiu-se que os três equipamentos de raios X apresentaram dimensões de campo de radiação satisfatórios de acordo com a Portaria Federal 453, que recomenda que em uma radiografia intraoral, com o cilindro localizador posicionado o mais próximo da pele do paciente, ou seja, DFF = 20 cm, o diâmetro do campo de radiação não deve ser superior à 6 cm. Dessa forma, os valores obtidos não ultrapassaram o limite imposto, estando de acordo com a norma estabelecida.

Entretanto, na rotina clínica, o posicionador é muito utilizado para a realização de exames, fato que a própria Portaria Federal 453 recomenda, **pois seu uso diminui a necessidade de repetição de exames**, modificando a DFF para 27,5 cm. Com isso, o tamanho do diâmetro do campo ultrapassou o valor máximo exigido de 6 cm para os três equipamentos, ficando todos com diâmetro acima deste valor, pois, ao aumentar-se a DFF o diâmetro do campo necessariamente aumentará. Dessa forma, o teste foi satisfatório para a DFF = 20 cm, o que recomenda a metodologia descrita. Porém, para a DFF = 27,5 cm, com o uso do posicionador, o atendimento deste teste não foi completo, uma vez que a Portaria Federal 453 não menciona que o diâmetro do campo de radiação deve permanecer menor que 6 cm ou superior.

4.1.7 Dose de Entrada na Pele (DEP)

A Tabela 3.4, presente no item 3.3.7, apresentou os fatores de retroespalhamento de acordo com o raio do campo de radiação, para uma devida camada semirredutora. Essas informações foram determinadas nos testes de camada semirredutora e tamanho do campo de radiação, dos quais seus resultados já foram apresentados. De maneira prática, os valores de camada semirredutora e de raio do campo de radiação, estão expostos na Tabela 4.16.

Tab. 4.16: Valores de CSR e raio do campo de radiação para o teste de DEP, à DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.

	Equipamento 1		Equipamento 2		Equipamento 3	
CSR (mmAl)	2,297		2,177		2,092	
DFD	20 cm	27,5 cm	20 cm	27,5 cm	20 cm	27,5 cm
Raio (cm)	2,87	3,15	2,82	3,11	2,88	3,17

Entretanto, a Tabela 3.4 não apresentou todos os valores de fator de retroespalhamento para os raios que foram utilizados na execução deste teste. Dessa forma, para a determinação destes fatores para os raios encontrados, foi produzido um gráfico utilizando os valores da Tabela 3.4, e apresentado pela Figura 4.9.

Fig. 4.9: Fator de retroespalhamento em função do raio do campo de radiação.

Os fatores de retroespalhamento (BSF), para cada raio encontrado, por equipamento, foram determinados através do ajuste polinomial de terceira ordem, aplicado no gráfico, fornecendo a Equação 4.1:

$$BSF = 0,000327x^3 - 0,00854x^2 + 0,08287x + 0,99532. \quad (4.1)$$

Observou-se que o fator de retroespalhamento aumentou quando aumentou a distância. Isso ocorreu em função do crescimento do campo de radiação e de seu raio, uma vez que a

determinação desse fator está ligado ao raio dos campos de radiação circulares. Observou-se, também, que o fator de retroespalhamento estava influenciado pela variação da tensão do tubo. Um aumento no kVp influenciou na energia do feixe e, conseqüentemente, na produção de fótons espalhados. Com isso, um aumento no número de fótons espalhados gerou um crescimento no fator de retroespalhamento.

As Tabelas 4.17, 4.18 e 4.19, apresentam os fatores de retroespalhamento e DEP para os Equipamentos 1, 2 e 3, respectivamente, às DFD de 20 cm e 27,5 cm.

Tab. 4.17: Valores de kerma do ar, BSF e DEP, às DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para o Equipamento 1.

Tempo nominal (s)	DFD = 20 cm			DFD = 27,5 cm		
	$k_{ar}(\text{mGy})$	BSF	$DEP(\text{mGy})$	$k_{ar}(\text{mGy})$	BSF	$DEP(\text{mGy})$
0,25	1,489	1,170	1,742	0,784	1,181	0,926
0,32	1,874	1,170	2,193	0,976	1,181	1,153
0,40	2,332	1,170	2,728	1,217	1,181	1,437

Tab. 4.18: Valores de kerma do ar, BSF e DEP, às DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para o Equipamento 2.

Tempo nominal (s)	DFD = 20 cm			DFD = 27,5 cm		
	$k_{ar}(\text{mGy})$	BSF	$DEP(\text{mGy})$	$k_{ar}(\text{mGy})$	BSF	$DEP(\text{mGy})$
0,25	1,594	1,168	1,862	0,778	1,180	0,918
0,35	2,113	1,168	2,468	1,095	1,180	1,292
0,40	2,466	1,168	2,880	1,235	1,180	1,457

Tab. 4.19: Valores de kerma do ar, BSF e DEP, às DFD = 20 cm e DFD = 27,5 cm, para o Equipamento 3.

Tempo nominal (s)	DFD = 20 cm			DFD = 27,5 cm		
	$k_{ar}(\text{mGy})$	BSF	$DEP(\text{mGy})$	$k_{ar}(\text{mGy})$	BSF	$DEP(\text{mGy})$
0,25	1,552	1,171	1,817	0,823	1,183	0,974
0,32	1,989	1,171	2,329	1,057	1,183	1,250
0,40	2,494	1,171	2,920	1,322	1,183	1,564

Pelos resultados, verificou-se que, para nenhum equipamento e nem arranjo experimental, o valor de dose de entrada na pele ultrapassou o limite recomendado pela Portaria Federal 453, que estabelece que as doses de entrada na pele dos pacientes em radiografias intraorais devem ser inferiores ao nível de referência de radiodiagnóstico para adulto típico, que é de 3,5 mGy.

Pela Figura 4.10, observou-se o comportamento da dose de entrada na pele de acordo com o aumento da distância e também por equipamento. Pela mesma figura, ficou evidente que, conforme aumentou-se a distância, menor foi a dose de entrada na pele. Esse comportamento ocorreu nos três equipamentos caracterizando que a dose de entrada na

pele é inversamente proporcional a distância foco-pele, uma vez que, como mostraram os resultados, aumentando-se a distância, diminuiu-se a DEP. Verificou-se também que conforme aumentou-se o tempo de exposição, a dose de entrada na pele também elevou-se.

Fig. 4.10: Dose de entrada na pele, DEP, em função dos tempos de exposição, à DFF = 20 cm e DFF = 27,5 cm, para os Equipamentos 1, 2 e 3.

4.2 Controle da Qualidade da Imagem Radiográfica Digital Intraoral

4.2.1 Aquisição Direta

As imagens radiográficas digitais intraorais de aquisição direta estão demonstradas por equipamento.

Equipamento 1

As imagens digitais adquiridas com o Equipamento 1 estão seguindo a ordem: Al / Cu, PMMA / Cu, Al / Al e PMMA / Al, apresentadas pelas Figuras 4.11, 4.12, 4.13 e 4.14, respectivamente, para todo intervalo de tempo, totalizando 12 imagens por combinação de dispositivo de teste.

• Al / Cu:

Fig. 4.11: Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Cu, para o Equipamento 1, com os tempos de exposição: (a) 0,06 s; (b) 0,08 s; (c) 0,10 s; (d) 0,12 s; (e) 0,14 s; (f) 0,16 s; (g) 0,20 s; (h) 0,25 s; (i) 0,28 s; (j) 0,32 s; (k) 0,40 s; (l) 0,50 s.

• PMMA / Cu:

Fig. 4.12: Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Cu, para o Equipamento 1, com os tempos de exposição: (a) 0,06 s; (b) 0,08 s; (c) 0,10 s; (d) 0,12 s; (e) 0,14 s; (f) 0,16 s; (g) 0,20 s; (h) 0,25 s; (i) 0,28 s; (j) 0,32 s; (k) 0,40 s; (l) 0,50 s.

- Al / Al:

Fig. 4.13: Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Al, para o Equipamento 1, com os tempos de exposição: (a) 0,06 s; (b) 0,08 s; (c) 0,10 s; (d) 0,12 s; (e) 0,14 s; (f) 0,16 s; (g) 0,20 s; (h) 0,25 s; (i) 0,28 s; (j) 0,32 s; (k) 0,40 s; (l) 0,50 s.

- PMMA / Al:

Fig. 4.14: Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Al, para o Equipamento 1, com os tempos de exposição: (a) 0,06 s; (b) 0,08 s; (c) 0,10 s; (d) 0,12 s; (e) 0,14 s; (f) 0,16 s; (g) 0,20 s; (h) 0,25 s; (i) 0,28 s; (j) 0,32 s; (k) 0,40 s; (l) 0,50 s.

Realizando o primeiro processo de análise, o subjetivo, a Tabela 4.20 apresenta a quantidade de poços de diâmetro e profundidade fixos e de degraus visualizados para o Equipamento 1.

Tab. 4.20: Número de poços com diâmetro fixo (PDF), número de poços com profundidade fixa (PPF) e número degraus (DG) para todas as combinações de dispositivo para o Equipamento 1.

Tempo de exposição (s)	Al / Cu			PMMA / Cu			Al / Al			PMMA / Al		
	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG
0,06	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,08	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,10	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,12	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,14	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,16	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,20	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,25	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,28	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,32	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,40	4	5	8	3	5	8	4	5	7	3	5	7
0,50	4	5	7	0	0	7	4	5	7	0	0	7

Equipamento 2

Foram obtidas 9 radiografias digitais para cada uma das quatro configurações de dispositivo de teste: Al / Cu, PMMA / Cu, Al / Al e PMMA / Al, em que estão expostas nas Figuras 4.15, 4.16, 4.17 e 4.18, respectivamente, para o Equipamento 2.

- Al / Cu:

Fig. 4.15: Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Cu, para o Equipamento 2, com os tempos de exposição: (a) 0,10 s; (b) 0,15 s; (c) 0,20 s; (d) 0,25 s; (e) 0,30 s; (f) 0,35 s; (g) 0,40 s; (h) 0,45 s; (i) 0,50 s.

- PMMA / Cu:

Fig. 4.16: Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Cu, para o Equipamento 2, com os tempos de exposição: (a) 0,10 s; (b) 0,15 s; (c) 0,20 s; (d) 0,25 s; (e) 0,30 s; (f) 0,35 s; (g) 0,40 s; (h) 0,45 s; (i) 0,50 s.

- Al / Al:

Fig. 4.17: Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Al, para o Equipamento 2, com os tempos de exposição: (a) 0,10 s; (b) 0,15 s; (c) 0,20 s; (d) 0,25 s; (e) 0,30 s; (f) 0,35 s; (g) 0,40 s; (h) 0,45 s; (i) 0,50 s.

- PMMA / Al:

Fig. 4.18: Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Al, para o Equipamento 2, com os tempos de exposição: (a) 0,10 s; (b) 0,15 s; (c) 0,20 s; (d) 0,25 s; (e) 0,30 s; (f) 0,35 s; (g) 0,40 s; (h) 0,45 s; (i) 0,50 s.

A Tabela 4.21 traz o número de poços com diâmetro fixo e com profundidade fixa e de degraus visualizados através do processo de análise subjetivo para as quatro configurações de dispositivo de teste com o Equipamento 2.

Tab. 4.21: Número de poços com diâmetro fixo (PDF), número de poços com profundidade fixa (PPF) e número degraus (DG) para todas as combinações de dispositivo para o Equipamento 2.

Tempo de exposição (s)	Al / Cu			PMMA / Cu			Al / Al			PMMA / Al		
	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG
0,10	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,15	4	5	8	0	0	8	4	5	8	0	0	8
0,20	4	5	8	0	0	8	4	5	7	0	0	7
0,25	4	5	7	0	0	7	4	5	6	0	0	6
0,30	4	5	7	0	0	7	4	5	6	0	0	6
0,35	4	5	7	0	0	7	4	5	5	0	0	5
0,40	5	5	6	0	0	6	5	5	5	0	0	5
0,45	5	5	6	0	0	6	5	5	4	0	0	4
0,50	5	5	6	0	0	6	5	5	4	0	0	4

Equipamento 3

Para o último equipamento, foram adquiridas 15 imagens digitais, uma para cada tempo de exposição disponível, seguindo a ordem de configuração do dispositivo de teste: a Figura 4.19 apresenta as radiografias digitais para Al / Cu; a Figura 4.20 para PMMA / Cu; a Figura 4.21 para Al / Al; e a Figura 4.22 para PMMA / Al.

• Al / Cu:

Fig. 4.19: Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Cu, para o Equipamento 3, com os tempos de exposição: (a) 0,020 s; (b) 0,025 s; (c) 0,032 s; (d) 0,040 s; (e) 0,050 s; (f) 0,063 s; (g) 0,080 s; (h) 0,100 s; (i) 0,125 s; (j) 0,160 s; (k) 0,200 s; (l) 0,250 s; (m) 0,320 s; (n) 0,400 s; (o) 0,500 s.

• PMMA / Cu:

Fig. 4.20: Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Cu, para o Equipamento 3, com os tempos de exposição: (a) 0,020 s; (b) 0,025 s; (c) 0,032 s; (d) 0,040 s; (e) 0,050 s; (f) 0,063 s; (g) 0,080 s; (h) 0,100 s; (i) 0,125 s; (j) 0,160 s; (k) 0,200 s; (l) 0,250 s; (m) 0,320 s; (n) 0,400 s; (o) 0,500 s.

• Al / Al:

Fig. 4.21: Radiografias obtidas com o dispositivo Al / Al, para o Equipamento 3, com os tempos de exposição: (a) 0,020 s; (b) 0,025 s; (c) 0,032 s; (d) 0,040 s; (e) 0,050 s; (f) 0,063 s; (g) 0,080 s; (h) 0,100 s; (i) 0,125 s; (j) 0,160 s; (k) 0,200 s; (l) 0,250 s; (m) 0,320 s; (n) 0,400 s; (n) 0,500 s.

• PMMA / Al:

Fig. 4.22: Radiografias obtidas com o dispositivo PMMA / Al, para o Equipamento 3, com os tempos de exposição: (a) 0,020 s; (b) 0,025 s; (c) 0,032 s; (d) 0,040 s; (e) 0,050 s; (f) 0,063 s; (g) 0,080 s; (h) 0,100 s; (i) 0,125 s; (j) 0,160 s; (k) 0,200 s; (l) 0,250 s; (m) 0,320 s; (n) 0,400 s; (n) 0,500 s.

A Tabela 4.22, apresenta o número de poços, em suas duas configurações, e degraus visualizados a olho nu para o intervalo de 15 tempos de exposição para o Equipamento 3.

Tab. 4.22: Número de poços com diâmetro fixo (PDF), número de poços com profundidade fixa (PPF) e número degraus (DG) para todas as combinações de dispositivo para o Equipamento 3.

Tempo de exposição (s)	Al / Cu			PMMA / Cu			Al / Al			PMMA / Al		
	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG
0,020	0	0	7	0	0	7	0	0	7	0	0	7
0,025	2	0	8	2	1	8	2	0	8	2	1	8
0,032	2	0	8	3	2	8	2	0	8	3	2	8
0,040	2	3	8	3	4	8	2	3	8	3	4	8
0,050	3	5	8	4	5	8	3	5	8	4	5	8
0,063	3	5	8	4	5	8	3	5	8	4	5	8
0,080	4	5	8	4	5	8	4	5	8	4	5	8
0,100	4	5	8	4	5	8	4	5	8	4	5	8
0,125	4	5	8	4	5	8	4	5	8	4	5	8
0,160	4	5	8	3	5	8	4	5	8	3	5	8
0,200	4	5	8	0	0	8	4	5	7	0	0	7
0,250	4	5	7	0	0	7	4	5	6	0	0	6
0,320	5	5	7	0	0	7	5	5	5	0	0	5
0,400	5	5	6	0	0	6	5	5	5	0	0	5
0,500	5	5	5	0	0	5	5	5	4	0	0	4

Com as Tabelas 4.20, 4.21 e 4.22 verificou-se a performance de cada módulo de acordo com seu material em ambos os equipamentos. Com isso, primeiro foi realizada uma análise individual para cada um dos compartimentos, verificando os parâmetros analisados por cada um deles.

Resolução de Baixo Contraste – Séries de Poços

Com as séries de poços em alumínio, pela análise subjetiva, percebeu-se que, à medida que o tempo de exposição aumentou, o número de poços de contraste visíveis também cresceu atingindo desempenho máximo em todo o intervalo de tempo dos três equipamentos, não havendo a perda de nenhum poço. Para o Equipamento 1 todos os poços foram vistos em todos os tempos de exposição. Para o Equipamento 2 os poços foram cada vez mais visíveis, podendo todos serem vistos a partir de 0,20 s. Para o Equipamento 3 o número de poços desde o tempo de 0,040 s foi crescente, atingindo o máximo, para ambas as séries, em 0,320 s.

Entretanto, para as séries de poços construída em acrílico, para a análise subjetiva, à medida que o tempo de exposição aumentou, o número de poços visíveis diminuiu, perdendo resolução de baixo contraste, até que nenhum poço pôde ser visualizado com o tempo de exposição de 0,50 s, para o Equipamento 1. Para o Equipamento 2, os poços foram visíveis já no primeiro tempo de exposição, 0,10 s, e não eram mais distinguíveis para tempos de exposição maiores. Para o Equipamento 3, o máximo de poços foi visualizado em apenas 0,125 s, sendo que, a partir de 0,200 s nem mesmo o contorno do compartimento foi detectado, algo visto na imagem com 0,160 s. Tempos abaixo de 0,125 s não são utilizados na rotina clínica pois, as imagens ficam claras, não sendo perceptíveis detalhes com resolução de baixo contraste.

Para a realização da análise objetiva, foram utilizadas as imagens do compartimento de séries de poços em alumínio, para tempo de exposição que apresentou o máximo de poços visualizados: 0,40 s para Equipamento 1, 0,20 s para o Equipamento 2 e 0,200 s para o Equipamento 3.

Para verificar a resolução de baixo contraste nos poços, um perfil de linha foi desenhado em todo o conjunto de 5 poços de contraste em alumínio conforme mostrado nas Figuras 4.23(a), para as séries de poços de diâmetro constante, e 4.23(b), de profundidade fixa. Os resultados eram exibidos como uma imagem com depexões na linha quando um poço de contraste era detectado. O traço feito e exibido pelas figuras são referentes ao Equipamento 1. O mesmo foi realizado para os demais equipamentos.

Fig. 4.23: Análise objetiva com séries de poços em alumínio: (a) Poços com diâmetro fixo; (b) Poços com profundidade fixa.

As imagens em que o perfis de linha foram traçados para as séries de poços em acrílico, foram as equivalentes aos tempos de 0,32 s para o Equipamento 1, 0,10 s para o Equipamento 2 e 0,125 s para o Equipamento 3, pois foram nesses tempos que o máximo de poços foi visualizado. As Figuras 4.24(a) e 4.24(b), referentes as séries de diâmetro fixo e profundidade constante para o compartimento em acrílico, nessa ordem, apresentam o

perfil de linha desenhado sobre a região onde estavam os poços, retornando uma imagem com depleções onde um poço era identificado.

Fig. 4.24: Análise objetiva com séries de poços em acrílico: (a) Poços com diâmetro fixo; (b) Poços com profundidade fixa.

Uma possível causa para o compartimento em acrílico tenha perdido resolução de baixo contraste logo nos primeiros tempos de exposição nos três equipamentos foi em relação ao fato de que a espessura utilizada de material para sua confecção tenha sido insuficiente para que fosse visualizados mais poços com tempos elevados. Porém, aumentar a sua espessura aumentaria a altura do compartimento, sendo difícil seu posicionamento no sensor digital e causaria efeito de sombreamento na imagem, trazendo falhas de resolução de baixo contraste e interferência no *step wedge*, utilizado em conjunto.

O contraste radiográfico foi melhor nas séries de alumínio devido a predominância do efeito fotoelétrico, em decorrência de seu elevado número atômico, quando comparado ao acrílico. A ocorrência dos efeitos é proporcional à densidade desses materiais. Dessa forma, pela densidade do alumínio ser elevada, a predominância do efeito fotoelétrico foi maior do que ocorrida no acrílico.

Para as séries de poços em alumínio foi observado equivalência dos resultados entre os dois métodos de análise, subjetivo e objetivo. Em relação as séries em acrílico ficou visível que, quanto aos poços de profundidade constante, não houve equivalência entre os métodos, sendo possível a visualização de cinco poços a olho nu, enquanto que na verificação objetiva, menos poços foram detectados. Portanto, para a verificação da resolução de baixo contraste deve-se utilizar as séries em alumínio, para ambos os equipamentos de raios X, tendo o menor poço visível na imagem, determinando a resolução de baixo contraste.

Uniformidade e Escala de Cinza – Step Wedge

Em relação ao *step wedge*, observou-se que, conforme aumentou-se o tempo de exposição, o número de degraus diminuiu para ambos materiais. Pela análise subjetiva, o produzido em cobre possuiu sua totalidade de degraus visíveis até o tempo de 0,40 s, sendo que com 0,50 s apenas um degrau já não foi mais visto para o Equipamento 1. Para o Equipamento 2 houve perda de um degrau visualizado a partir de 0,20 s, sendo 7 vistos com 0,25 s, 0,30 s e 0,35 s e 6 degraus distintos com 0,40 s, 0,45 s e 0,50 s. Para o Equipamento 3, o número total de degraus visualizados ocorreu a partir de 0,025 s e perdeu seu primeiro degrau, o menos espesso, com 0,250 s. A partir dos próximos tempos de exposição, diminuiu em um degrau a quantidade visualizada, com 7 degraus para os tempos de 0,250 s e 0,320 s, 6 para 0,400 s e sendo apenas 5 degraus definidos em 0,500 s.

Pela análise subjetiva, em relação aos degraus em alumínio, estes apresentaram menor eficiência, sendo os 8 degraus visíveis até 0,32 s e, acima de deste tempo, apenas 7 degraus são vistos para o tempo de 0,40 s e 6 degraus para o tempo de 0,50 s para o Equipamento 1. Para o Equipamento 2, todos os degraus foram visualizados com 0,10 s e foi percebida perda de um degrau a partir do tempo de 0,20 s, sendo vistos 7; com os tempos de 0,25 s e 0,30 s, 6 degraus foram visualizados; com 0,35 s e 0,40 s, foram distinguidos 5 degraus; e com os tempos de 0,45 s e 0,50 s, apenas 4 degraus foram observados. Para o Equipamento 3, em 0,020 s já tornou-se possível a visualização total dos 8 degraus e permaneceu assim até o tempo de 0,160 s. A partir da próxima exposição, em 0,200 s, o primeiro degrau, menos espesso, não foi mais visto. Em 0,320 s, 6 degraus foram vistos, em 0,400 s, 5 degraus foram distinguidos e com 0,500 s apenas 4 degraus foram detectados.

Pela análise objetiva, assim como para as séries de poços, foi desenhado, sobre os degraus, um perfil de linha em toda a faixa dinâmica do compartimento nas imagens com tempo de exposição em que o máximo de degraus pôde ser distinguido: com 0,40 s, Equipamento 1, 0,20 s, Equipamento 2, e 0,200 s, Equipamento 3, para *step wedge* em cobre; e 0,40 s, Equipamento 1, 0,10 s, Equipamento 2, e 0,160 s, Equipamento 3, para *step wedge* em alumínio. Esse perfil, tanto para o produzido em cobre, quanto em alumínio, estão demonstrados nas Figuras 4.25(a) e 4.25(b), respectivamente, e referem-se ao Equipamento 3, porém o mesmo processo foi realizado para os demais equipamentos de raios X.

Fig. 4.25: Análise objetiva com *step wedge* em: (a) Cobre; (b) Alumínio.

Este perfil, em formato de escada, em escala de cinza, mostrou que na parte mais espessa do compartimento os valores da escala de cinza foram maiores. Ou seja, quanto mais espesso o módulo, menor a intensidade da radiação que deixa o material, em função do número atômico (Z), apresentando alto contraste na imagem. No caso do alumínio, o número atômico é 13, enquanto que o do cobre é 29, número superior, o que permitiu o cobre ser melhor atenuador da radiação X. Este foi o motivo desses dois módulos, mesmo com a mesma finalidade, possuírem espessuras diferentes. O cobre com uma espessura menor atenuou mais radiação X do que o alumínio. Para que os dois possuissem os mesmos resultados, seria necessário que o *step wedge* em alumínio fosse mais espesso e isso poderia causar sobreexposição na imagem adquirida. Contudo, escolheu-se o cobre como material para este módulo, para os três equipamentos, uma vez que houve maior predominância do efeito fotoelétrico neste material, favorecendo o contraste radiográfico.

Dessa forma, a melhor combinação de materiais para o objeto de teste proposto, para os três equipamentos, com o sensor com tecnologia direta, foi Al / Cu.

A análise objetiva foi feita apenas para a verificação da presença das estruturas de interesse, pois, durante o controle da qualidade realizado na rotina clínica, o método de verificação executado para a contabilidade de poços e degraus é o à olho nu. A partir disso, pôde-se selecionar qual o tempo de exposição da linha de base para a combinação Al / Cu, para cada equipamento de raios X. Então, o máximo de poços e degraus visualizados, de maneira que estavam bem delimitados, corresponde a exposição com o tempo de 0,40 s, para o Equipamento 1.

Entretanto, para o sensor RVG utilizado, observou-se que não houve mudança na atenuação entre as imagens, ou seja, conforme aumentou-se o tempo de exposição não houve mudanças nos tons de cinza até o tempo de 0,32 s, comprovando um defeito neste sensor quanto a sua sensibilidade à radiação. Este fato ocorreu para todas as combinações de dispositivo que pôde ser comprovado em relação a densidade óptica entre o degrau mais

espesso da exposição com 0,06 s com o da exposição com 0,32 s que foi de apenas 0,010 para o cobre e 0,015 para o alumínio, diferença que deveria ser superior entre os tempos. Isso foi indesejável, pois se o detector estivesse com a sensibilidade à radiação correta, o tempo da linha de base seria inferior.

A qualidade da imagem é ótima quando, para o *step wedge*, são visualizados todos os degraus de forma que estes estejam bem delineados, possuindo contorno evidente. O valor da densidade óptica entre dois degraus adjacentes apenas na segunda casa decimal, mesmo que estes degraus estejam perceptíveis a olho nu, é mínimo para considerar a imagem uniforme, com diferenças relevantes entre os tons de cinza.

Para o Equipamento 2, o aparato Al / Cu possuiu tempo de exposição da linha de base de 0,20 s, pois foi com este tempo que o número máximo de degraus e de poços, simultaneamente, puderam ser visualizados. Em relação aos dois primeiros degraus, mais espessos, estes possuíram densidade óptica com uma diferença muito baixa, de apenas 0,026 entre eles.

Para o Equipamento 3, o aparato Al / Cu possuiu tempo da linha de base de 0,160 s, pois este foi o tempo em que os dois módulos apresentaram o número máximo de poços e degraus. Porém, observando-se a Tabela 4.22, verificou-se que os tempos entre 0,080 s e 0,200 s, apresentaram o mesmo número de degraus e poços distinguidos. Entretanto, mesmo a menor exposição ocorrendo com o tempo de 0,080 s, este não foi selecionado como a exposição na linha de base, uma vez que com este tempo os degraus não estavam perfeitamente delineados, possuindo densidade óptica de 0,027 entre os dois degraus mais espessos.

Quando comparou-se os tempos de linha de base determinados para Al / Cu nos os três sistemas de aquisição de imagens radiográficas direto com os tempos de linha de base encontrados para o dispositivo DDQA [17], recomendado pela AAPM, observou-se que este, para dois sensores CMOS, os tempos foram de 0,125 s e 0,064 s. Apenas um degrau foi visualizado em 0,125 s e dois degraus distinguidos em 0,064 s, ambos com diâmetro fixo. Isso representou que em tempos mais elevados estes poços não serão mais visualizados. Quando observado o dispositivo Al / Cu, percebeu-se que quatro poços de diâmetro fixo foram visualizados para os três tempos de linha de base determinados. Isso demonstra que a faixa de contraste foi superior em tempos mais elevados quando comparados aos encontrados para o DDQA.

Dessa forma, para as quatro possibilidades de objeto de teste, o sensor Fona, utilizado nos Equipamentos 2 e 3, foi satisfatório, apresentando mudanças na escala de cinza que foram perceptíveis conforme o tempo de exposição era elevado, demonstrando boa sensibilidade à radiação, diferentemente do sensor RVG. O fato do disparador do Equipamento 3 possuir um intervalo com 15 tempos de exposição, com tempos muito curtos, permitiu

verificar a sensibilidade do detector digital intraoral através da percepção de pequenas mudanças na escala de cinza na imagem a cada tempo.

Relação Contraste-Ruído - RCR - e Relação Sinal-Ruído - RSR

Outro parâmetro que foi determinado através das séries de poços foi a RCR e a RSR, que foram calculadas pelas Equações 3.11 e 3.12, respectivamente. Aqui foram utilizadas as imagens não filtradas. Para estabelecer estes dois parâmetros, foram utilizadas as imagens obtidas como a exposição de linha de base para cada aparato em seu respectivo equipamento de raios X, para cada um dos dez poços que contém o compartimento.

A Figura 4.26, apresenta uma legenda em relação a numeração dos poços, de forma que facilite e determine uma sequência para a apresentação dos resultados na tabelas. A imagem está numerada de 1a até 5a, que corresponde aos poços com profundidade fixa e a sequência demarcada de 1b a 5b, referem-se aos poços de diâmetro constante. Essa numeração é válida para o alumínio e para o acrílico.

Fig. 4.26: Imagem numerada referindo-se as sequências de poços com profundidade fixa [1a, 5a] e diâmetro fixo [1b, 5b].

Pelo ImageJ demarcou-se a região de interesse, ROI, dentro do poço e a região fora dele, como exposto pelas Figuras 4.27(a) e 4.28(a). Os histogramas, para o ROI feito no poço e para o outro feito fora dele, estão mostrados nas Figuras 4.27(b) e 4.28(b), respectivamente, para as séries de poços em alumínio.

Fig. 4.27: (a) ROI dentro do poço com profundidade fixa para o compartimento em alumínio; (b) Histograma deste ROI.

Fig. 4.28: (a) ROI fora do poço para o compartimento em alumínio; (b) Histograma deste ROI.

O processo para averiguar o valor médio do sinal e o desvio padrão foi feito em cada poço, não somente no demonstrado pelas figuras. Apenas o valor encontrado fora do poço foi o mesmo utilizado para os cálculos. Estas imagens radiográficas de linha de base e seus respectivos histogramas são referentes às séries de poços em alumínio para o Equipamento 1. De maneira análoga, esse processo foi realizado para as imagens do móludo em acrílico e para os Equipamentos 2 e 3.

As Tabelas 4.23 e 4.24 trazem os valores de RCR e RSR para as séries de poços em alumínio e acrílico, respectivamente, para os três equipamentos em relação as duas sequências de poços.

Tab. 4.23: Resultados de RCR e RSR para os Equipamentos 1, 2 e 3 referentes as séries de poços em Al.

Poços	Equipamento1				Equipamento 2				Equipamento 3			
	RCR		RSR		RCR		RSR		RCR		RSR	
	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b
1	2,35	2,14	75,83	72,67	1,42	2,02	59,78	63,69	1,71	3,20	90,08	83,49
2	2,27	2,18	76,63	79,52	2,13	1,59	66,87	55,52	2,35	2,84	87,19	78,58
3	1,77	1,53	82,59	76,45	1,61	1,44	70,59	55,01	1,89	2,34	80,22	79,32
4	1,76	1,12	87,63	82,24	1,37	0,68	67,51	55,57	1,97	1,49	78,47	79,61
5	0,56	0,89	90,36	85,88	0,25	0,14	64,36	59,71	0,93	0,41	90,56	92,05

Tab. 4.24: Resultados de RCR e RSR para os Equipamentos 1, 2 e 3 referentes as séries de poços em PMMA.

Poços	Equipamento1				Equipamento 2				Equipamento 3			
	RCR		RSR		RCR		RSR		RCR		RSR	
	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b
1	2,52	2,63	29,51	30,28	1,65	2,68	11,86	11,94	1,84	3,30	14,44	13,81
2	3,56	2,61	28,41	29,43	1,85	2,45	11,93	14,10	1,89	2,99	13,87	13,95
3	2,15	1,54	29,28	27,13	1,14	1,61	15,62	12,46	2,01	2,24	14,70	12,14
4	1,48	0,77	28,40	31,82	0,74	0,84	15,22	14,18	0,81	1,48	13,92	13,02
5	1,12	0,65	22,27	33,39	0,54	0,31	18,20	16,98	0,56	0,01	15,24	12,79

Com as Tabelas 4.23 e 4.24, percebeu-se que, para a série de poços com profundidade fixa, para ambos os materiais, a RCR foi diminuindo para os três equipamentos, demonstrando que ao passo que se caminhou para o poço adjacente, este era mais difícil de visualizar. Entretanto, isso não impediu que os cinco poços fossem visíveis a olho nu.

Já em relação aos poços com diâmetro fixo, o comportamento da RCR foi o esperado, uma vez que a profundidade de cada poço era reduzida, sendo cada vez mais difícil ser visto. Essa diminuição na RCR foi diminuindo até o quinto poço para os três equipamentos, com os dois materiais, principalmente para o acrílico, em que os dois últimos poços não foram visíveis.

Dessa forma, para ambos materiais e configurações de poços, quanto menor a RCR, menor o poder de visualização de determinado poço em relação a sua vizinhança. Com isso, notou-se que, quanto maior o ruído da ROI da região fora da ROI de interesse, menor a relação contraste-ruído, o que dificultou a visualização do objeto.

Relatando sobre a RSR percebeu-se que os Equipamentos 1 e 3 obtiveram as maiores valores para o módulo em alumínio, enquanto que para o módulo em acrílico, isto ocorreu com o Equipamento 1. Esse comportamento ocorreu para as duas configurações de poços,

havendo pouca diferença entre os valores de RSR entre elas. Dessa maneira, percebeu-se que quanto maior a RSR, melhor, uma vez que um ruído muito pequeno não causou tantas interferências em um sinal muito grande. Os Equipamentos 2 e 3 apresentaram os menores valores para a RSR, o que permitiu que muitas informações pudessem ser perdidas conforme o ruído na imagem aumentava. Assim, a RSR é um parâmetro que se faz importante para a avaliação da qualidade da imagem radiográfica digital, sendo que é uma grandeza útil para caracterizar o desempenho do detector quanto ao sinal e ao ruído.

O material utilizado para a confecção dos dispositivos também apresentou diferenciação em relação a RSR. O alumínio apresentou os valores de RSR superiores quando comparados aos do acrílico. Isso deu-se pela interação da radiação com eles, uma vez que a ocorrência do efeito Compton predominou no compartimento em acrílico, em função de sua baixa densidade quando comparada ao alumínio.

Comparação entre materiais e equipamentos

Após verificadas as particularidades de cada configuração do objeto de teste, utilizando diferentes materiais, realizou-se uma comparação entre os desempenhos dos sensores digitais. O intuito foi verificar o comportamento de cada material quanto a sua aplicabilidade como poços de resolução de baixo contraste e como degraus de escala de cinza em cada um dos três equipamentos.

Dessa forma, realizando a comparação entre os equipamentos e, conseqüentemente, entre os sensores digitais intraorais, percebeu-se que o sensor RVG, utilizado em conjunto com o Equipamento 1, estava com defeito, não apresentando diferenças de intensidade, escala de cinza e na resolução de baixo contraste, não estando apto seu uso em exames com tempo de exposição inferiores a 0,32 s. Os dois sensores Fona utilizados nos Equipamentos 2 e 3, apresentaram desempenho satisfatório, sendo possível a visualização de mudanças na intensidade, na resolução de baixo contraste e na escala de cinza, através das séries de poços e do *step wedge*.

De maneira geral, os materiais utilizados para a confecção dos módulos para o objeto de teste mostraram-se eficientes. Em relação ao *step wedge*, o cobre, mesmo com espessura inferior ao em alumínio, apresentou melhor performance em função de seu número atômico superior, funcionando melhor como atenuador. Se este módulo fosse construído mais espesso para o alumínio ele teria performance equivalente ao cobre. Para que fosse mais espesso seria necessário confeccioná-lo com mais degraus o que mudaria seu comprimento, talvez não sendo compatível com o tamanho da área ativa do sensor. Estes dois materiais possuem bastante disponibilidade de mercado, sendo fácil de encontrá-los e manuseá-los. São acessíveis em questão de preço, sendo o cobre cerca de 14% mais caro que o alumínio.

Sobre a performance dos materiais utilizados para as séries de poços, o acrílico não

mostrou-se eficiente como o alumínio, pela sua pouca espessura e diferença considerável entre as densidades. Os dois materiais são de baixo custo e acessíveis, com o acrílico sendo 60% mais barato comparado ao alumínio liga 1100 com 99,99% de pureza.

Ambos os módulos são pequenos, na ordem de centímetros e milímetros, confecção relativamente difícil, principalmente para as séries de poços, que exigiram precisão para as medidas dos diâmetros e profundidades dos poços. Todavia, os módulos se encaixaram perfeitamente na área ativa dos detectores digitais, ficando bem posicionados.

Por fim, em relação ao dispositivo de teste em Al / Cu, este possuiu boa funcionalidade e praticidade para a execução dos testes de controle da qualidade. Embora o objeto simulador permitiu ao operador determinar se houve deterioração na qualidade da imagem, do sistema e do sensor, outros testes e etapas podem ser necessários para deduzir a natureza exata do problema, como energia do feixe de raios X, parâmetros de exibição do monitor do computador e técnica radiográfica.

Controle da Qualidade Longitudinal

O comportamento do objeto de teste foi observado, mensalmente, comparando as imagens obtidas em outubro de 2019, definidas como padrão, pois, foram as primeiras imagens obtidas deste trabalho, com as colhidas no meses de janeiro, fevereiro e março de 2020, verificando se estas estão constantes, comprovando a eficiência do objeto de teste na sua inserção em um programa de controle da qualidade.

Estão apresentadas as radiografias obtidas no tempo de linha de base para a configuração Al / Cu, para cada um dos três equipamentos, uma vez que essa combinação foi a que apresentou melhor performance para os detectores digitais diretos usados.

Resolução de Baixo Contraste – Séries de Poços

Nas radiografias, a região onde estavam presentes os poços, de profundidade constante e de diâmetro fixo, foram selecionadas e posicionadas lado a lado, para melhor visualização, podendo compará-las.

• Equipamento 1

O tempo encontrado como a exposição da linha de base para o Equipamento 1 foi de 0,40 s. A Figura 4.29 apresenta as regiões de poços de profundidade fixa e a Figura 4.30 as regiões de poços de diâmetro fixo, ambas posicionadas lado a lado, referentes aos meses analisados.

Fig. 4.29: Radiografias dos poços com profundidade fixa adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Nível de cinza em função dos poços 1a, 2a, 3a, 4a e 5a.

Fig. 4.30: Radiografias dos poços com diâmetro fixo adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Nível de cinza em função dos poços 1b, 2b, 3b, 4b e 5b.

Para o Equipamento 1, observando-se as radiografias dos poços com profundidade fixa, percebeu-se que a Figura 4.29(c), adquirida no mês de fevereiro de 2020, possuiu maior intensidade de branco nos níveis de cinza, apresentando alta intensidade de pixel na imagem, diferenciando das colhidas nos demais meses e da imagem padrão (Figura 4.29(a)). Pelo gráfico da Figura 4.30(e) isso fica ainda mais evidente, verificando que o controle não manteve-se constante no mês de fevereiro, diferente dos demais meses, em que os valores de nível de cinza ficaram equiparados aos do padrão, possuindo pequena variação. O mesmo ocorreu com os poços de diâmetro

fixo.

• Equipamento 2

Em relação ao Equipamento 2, o controle longitudinal foi executado para as imagens obtidas para a exposição no tempo de linha de base, de 0,20 s. A radiografia padrão e as adquiridas nos demais meses, e o gráfico dos níveis de cinza por poço estão dispostas nas Figuras 4.31(e) e 4.32(e), respectivamente para os poços de profundidade constante e diâmetro fixo.

Fig. 4.31: Radiografias dos poços com profundidade fixa adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Gráfico de nível cinza em função dos poços 1a, 2a, 3a, 4a e 5a.

Fig. 4.32: Radiografias dos poços com diâmetro fixo adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Gráfico de nível cinza em função dos poços 1b, 2b, 3b, 4b e 5b.

Para o Equipamento 2, percebeu-se, pelas quatro radiografias, para ambas configurações de poços, que as adquiridas para o mês de fevereiro, ficaram mais escuras, apresentando menor nível de cinza, distanciando-se da imagem considerada como padrão. Fato que não ocorreu para os demais meses, demonstrando tons de cinza parecidos com o padrão. Pelos gráficos das Figuras 4.31(e) e 4.32(e), de nível de cinza em cada poço, ficou claro esses níveis bem abaixo do padrão para o mês de fevereiro, não havendo constância no testes de resolução de baixo contraste.

Essa diferença para o mês de fevereiro, ocorrida para os Equipamentos 1 e 2, pode ser atribuída a alguma variação na corrente elétrica da clínica, pois estavam acontecendo muitos atendimentos e grande fluxo de pessoas nas clínicas simultaneamente. Para os demais meses, em janeiro, foi observada uma pequena elevação nos níveis de cinza e em março esses valores ficaram equivalentes, em relação ao padrão, para ambas séries de poços.

• Equipamento 3

Em relação ao Equipamento 3, houve um imprevisto. Não foram realizadas as aquisições para os meses de fevereiro e março, em função do não mais funcionamento deste equipamento de raios X e sem previsão de conserto. Dessa forma, o controle dos testes para o dispositivo só foi verificado para o mês de janeiro de 2020, comparando-o com o mês padrão.

As Figuras 4.33 e 4.34 apresentam as radiografias e os gráficos de nível de cinza para as séries de poços com profundidade fixa e diâmetro fixo, respectivamente, para o tempo de linha de base definido para este equipamento de 0,160 s.

Fig. 4.33: Radiografias dos poços com profundidade fixa adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Gráfico de nível cinza em função dos poços 1a, 2a, 3a, 4a e 5a.

Fig. 4.34: Radiografias dos poços com diâmetro fixo adquiridas em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Gráfico de nível cinza em função dos poços 1b, 2b, 3b, 4b e 5b.

Pelas duas radiografias obtidas para o Equipamento 3, para as duas configurações de poços, verificou-se que estas estavam semelhantes em relação a escala de cinza, não havendo grande diferença de intensidade entre elas. Isso ficou claro pelos gráficos de nível de cinza em cada poço mostrado pelas Figuras 4.33(c) e 4.34(c), nessa ordem, para os poços de profundidade e diâmetro fixos, em que foi mantido a constância dos valores de nível de cinza para o mês de janeiro de 2020 em relação ao mês padrão.

Uniformidade e Escala de Cinza – *Step Wedge*

Para a análise da constância da uniformidade e escala de cinza, foi construído a curva característica que descreve o comportamento do contraste em um intervalo de valores de exposição, neste caso em kerma no ar. O formato da curva depende do tipo de detector. Para detectores digitais, essa curva tem comportamento proporcional dos valores de níveis de cinza em função da exposição. As radiografias foram selecionadas, de acordo com a parte de interesse, com a faixa dinâmica selecionada do *step wedge*, e colocadas lado a lado, para cada equipamento.

• Equipamento 1

Estão apresentados, na Figura 4.35, as regiões das radiografias obtidas para o *step wedge*, em cobre, para os meses adquiridos e a curva característica.

Fig. 4.35: Radiografias do *step wedge* em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Curva característica de nível de cinza em função do kerma no ar em mGy.

Como percebido para as radiografias das séries de poços, para o Equipamento 1, a Figura 4.35(c), referente ao mês de fevereiro de 2020, apresentou-se com alta intensidade de pixel, com diferença na escala de cinza entre os três degraus mais espessos. Isto foi observado pelo comportamento da curva característica, exposta na Figura 4.35(e), em que para os quatro degraus menos espessos, houve equivalência na escala de cinza com as curvas dos demais meses, sendo estas compatíveis com a padrão. Entretanto, para os quatro degraus mais espessos, não houve constância, possuindo níveis de cinza superiores aos do padrão. Para os demais meses, o controle foi efetivo, mantendo-se a constância do teste.

• Equipamento 2

As radiografias para análise da constância da uniformidade e da escala de cinza estão expostas na Figura 4.36, assim como a curva característica referente.

Fig. 4.36: Radiografias do *step wedge* em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Fev/2020; (d) Mar/2020; (e) Curva característica de nível de cinza em função do kerma no ar em mGy.

No Equipamento 2, para a radiografia adquirida em fevereiro, ocorreu o menor nível de cinza comparada ao padrão. Isso ficou evidente pela curva característica da Figura 4.36(e), dos níveis de cinza em relação à taxa de kerma no ar em cada espessura de degrau. O único mês que obteve a constância dos valores foi março com a curva bem equivalente à padrão. Outra análise que pôde ser feita observando o gráfico foi que para os três degraus menos espessos, os níveis de cinza permaneceram equiparados para todos os meses verificados. A partir do quarto degrau, começaram a ocorrer pequenas variações nesse nível, elevando-se a cada novo degrau.

• Equipamento 3

As radiografias do *step wedge* e da curva característica, para o Equipamento 3, estão presentes na Figura 4.37.

Fig. 4.37: Radiografias do *step wedge* em: (a) Padrão - Out/2019; (b) Jan/2020; (c) Curva característica de nível de cinza em função do kerma no ar em mGy.

Para o Equipamento 3, as imagens para o *step wedge* não apresentaram grandes diferenças na intensidade e na uniformidade dos tons de cinza. Isso foi verificado pela curva característica da Figura 4.37(c), em que os níveis de cinza da imagem de janeiro de 2020 estão justapostos com os da imagem padrão, sendo apenas os três degraus menos espessos com ligeira diminuição para janeiro. Dessa forma, foi comprovada a eficiência do dispositivo e garantida a escala de cinza e a uniformidade dos tons.

4.2.2 Aquisição Semi-Direta

As clínicas da Faculdade de Odontologia da Ribeirão Preto possuem poucas placas de material fosforescente, o que dificulta a execução dos testes com o dispositivo, impossibilitando que sejam obtidas uma radiografia para cada tempo de exposição que cada um dos três equipamentos possui. Por isso, em função da pouca disponibilidade desses receptores digitais, foi obtida apenas uma radiografia para cada configuração de dispositivo de teste, em cada equipamento, a um tempo de exposição de 0,32 s, sendo este o mais utilizado na rotina clínica, para exames de imagem de caninos e pré-molares.

Observou-se, pelas radiografias obtidas, que as placas possuem danificações. Estas ocorreram em função do mau armazenamento dessas placas, deixando-as expostas à luz ambiente, manuseando-as sem cuidado, de forma a ocorrer dobraduras e com isso danificar o material.

As imagens digitais adquiridas do objeto de teste, seguem a ordem: Al / Cu, PMMA / Cu, Al / Al e PMMA / Al, e estão expostas nas Figuras 4.38, 4.39, 4.40, respectivamente, para os Equipamento 1, 2 e 3.

Equipamento 1

Fig. 4.38: Imagem radiográfica digital obtida com tempo de exposição de 0,32 s, para o Equipamento 1, para as combinações de dispositivo de teste: (a) Al / Cu; (b) PMMA / Cu; (c) Al / Al; (d) PMMA / Al.

Equipamento 2

Fig. 4.39: Imagem radiográfica digital obtida com tempo de exposição de 0,32 s, para o Equipamento 2, para as combinações de dispositivo de teste: (a) Al / Cu; (b) PMMA / Cu; (c) Al / Al; (d) PMMA / Al.

Equipamento 3

Fig. 4.40: Imagem radiográfica digital obtida com tempo de exposição de 0,32 s, para o Equipamento 3, para as combinações de dispositivo de teste: (a) Al / Cu; (b) PMMA / Cu; (c) Al / Al; (d) PMMA / Al.

Com as imagens, verificou-se a quantidade de poços e degraus visualizados a olho nu. Essa contagem está exposta na Tabela 4.25, representando os resultados para a análise subjetiva, para os três equipamentos de raios X.

Tab. 4.25: Número de poços com diâmetro fixo (PDF), número de poços com profundidade fixa (PPF) e número degraus (DG) para todas as combinações de dispositivo para os Equipamento 1, 2 e 3 (Eq. 1, 2, 3) com tempo de exposição de 0,32 s.

	Al / Cu			PMMA / Cu			Al / Al			PMMA / Al		
	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG	Nº PDF	Nº PPF	Nº DG
Eq. 1	3	4	8	3	5	8	3	5	8	3	5	8
Eq. 2	3	5	8	4	5	8	3	5	8	4	5	8
Eq. 3	3	5	8	3	5	8	3	5	8	3	5	8

Com os dados da análise subjetiva, foi descrito o desempenho de cada módulo, em relação às placas de material fosforescente, para os três equipamentos de raios X.

Resolução de Baixo Contraste – Séries de Poços

Para o Equipamento 1 e 3, em relação ao módulo em alumínio, na análise subjetiva, verificou-se que foram visualizados três poços com diâmetro constante e cinco com profundidade fixa. Para o acrílico, os mesmos resultados foram obtidos. Para o Equipamento 2, para o alumínio, foram apresentados três poços com diâmetro fixo e cinco poços com profundidade constante. Para o acrílico foi apresentado um poço a mais para a série

com diâmetro fixo. Percebeu-se que os dois materiais apresentaram boa performance em 0,32 s. Entretanto, se houvesse imagens obtidas com outros tempos de exposição, seria possível observar o comportamento de cada material, quanto ao número de poços visíveis, conforme aumentasse ou diminuísse o tempo de exposição.

Para verificar a análise subjetiva, a Figura 4.41 apresenta o perfil de linha traçado para o alumínio e a Figura 4.42 traz o perfil para o módulo em acrílico, realizando a análise objetiva. Essas imagens são referentes ao Equipamento 3. O mesmo processo foi realizado para os demais equipamentos.

Fig. 4.41: Análise objetiva com séries de poços em alumínio: (a) Poços com diâmetro fixo; (b) Poços com profundidade fixa.

Fig. 4.42: Análise objetiva com séries de poços em acrílico: (a) Poços com diâmetro fixo; (b) Poços com profundidade fixa.

Como resultados, esses perfis deveriam apresentar depleções e cada uma destas representaria um poço. Porém, houve poucas depleções que puderam ser consideradas como poço, não havendo uma regularidade no formato das depleções.

Em relação aos poços com profundidade fixa, pela análise objetiva, para o Equipamento 1, quatro foram identificados em alumínio e dois em acrílico e para os poços com

diâmetro fixo, três em alumínio e dois em acrílico, mostrando que o alumínio apresentou melhor performance.

Para o Equipamento 2, as depleções demonstradas, quando contabilizadas, foram equivalentes ao número de poços vistos para as séries em alumínio a olho nu, havendo cinco depleções para profundidade fixa e três para diâmetro fixo. Para o acrílico, a mesma equivalência não ocorreu, sendo poucos poços localizados com certeza pelo perfil. Pela visão, ficou incontestável a presença desses poços, sendo até melhor vistos no acrílico que no alumínio. À isto pôde-se atribuir a pouca diferença de sinal que houve dentro do poço em relação a fora do mesmo em função da pouca profundidade; da presença de ruído na imagem; ou da resposta do dispositivo para o detector, uma vez que a densidade do acrílico é próxima da água e a do alumínio é mais elevada.

Como resultado, para o Equipamento 3, verificou-se, para o alumínio, que houve a presença de três depleções nítidas para a série com diâmetro fixo. Nesta, foi visto uma quarta depleção, porém não foi considerada um poço, uma vez que não possuiu o mesmo formato que as outras. A sequência de profundidade constante apresentou cinco depleções, comprovando a equivalência entre as análises. Agora, tratando-se das séries em acrílico, a equivalência não ocorreu para os poços de profundidade fixa, sendo apresentada quatro depleções, enquanto que a olho nu cinco poços foram visíveis. Para a série com diâmetro fixo, os três poços vistos foram comprovados pelas depleções.

Entretanto, como o controle da qualidade da imagem é feito a olho nu, o acrílico apresentou melhor performance para as placas de material fosforescente em todos os equipamentos, sendo visualizados maior número de poços.

Uniformidade e Escala de Cinza – Step Wedge

Para os três equipamentos, em ambos os materiais, cobre e alumínio, o total de oito degraus foram visualizados. Porém, para o Equipamento 1, pela análise objetiva, observou-se que o perfil em formato de escada traçado não apresentou distinção entre o segundo e o terceiro degraus em cobre. Este fato não ocorreu com o módulo em alumínio, em que os 8 degraus foram apresentados pelo perfil de escada traçado, como mostrado pela Figura 4.43. O perfil de linha desenhado sobre a região dinâmica do dispositivo foi feito para os três equipamentos, mas a Figura 4.43 diz respeito ao Equipamento 1.

Fig. 4.43: Análise objetiva com *step wedge* em: (a) Cobre; (b) Alumínio.

Para o Equipamento 1, o *step wedge* em alumínio possuiu melhor comportamento para o sensor de material fosforescente, uma vez que a densidade óptica entre o degrau mais espesso e o menos, em alumínio, de 0,751, foi maior do que 0,480, referente ao cobre. Para o Equipamento 2, por apresentar os mesmos resultados, os dois módulos poderiam ser aprovados, porém o alumínio possuiu os degraus com contorno mais evidente, demonstrando maior densidade óptica, comparada ao cobre, entre o primeiro e o último degraus. O cobre apresentou densidade óptica de 0,524, enquanto o alumínio possuiu 0,777, superior, exibindo degraus mais uniformes. Igualmente para o Equipamento 3, os dois materiais apresentaram os mesmos resultados. O que diferenciou um do outro foi a densidade óptica entre os degraus e também na visualização delineada destes. Entretanto, o alumínio sobressaiu ao cobre em função da maior diferença na densidade óptica entre os degraus mais fino e mais espesso, com 0,746 do alumínio contra 0,527 do cobre.

A performance do aparato como um todo é feita com junção dos dois módulos supracitados e, a partir disso, verificou-se que a combinação PMMA / Al apresentou melhor desempenho para os três equipamentos, quando se utilizou o sensor semi-direto.

Quando comparou-se o número de degraus e poços visualizados pelo PMMA / Al nos três sistemas de aquisição de imagens radiográficas semi-direto, com o tempo de 0,32 s, com o dispositivo DDQA [17], também para o mesmo tempo, observou-se equivalência nos resultados, com o máximo de degraus visualizados para ambos. Em relação aos poços em diâmetro fixo, um poço não foi visualizado para o PMMA / Al, enquanto que dois poços em profundidade fixa não foram distinguidos para o DDQA.

Comparação entre materiais, equipamentos e sistemas de imagem

Percebeu-se que módulo em acrílico, para confecção das séries de poços, possuiu boa espessura, sendo possível sua quase totalidade de poços visíveis com um tempo de 0,32 s. Em relação a performance do módulo em alumínio, se este possuísse espessura menor,

os poços estariam mais distinguíveis e ocorreria menor radiação espalhada captada pelo sensor.

Em vista dos degraus, percebeu-se que o *step wedge* em cobre possui espessura ainda elevada para o detector PSP, com os primeiros degraus não delineados com clareza, enquanto que o módulo em alumínio demonstrou melhor contorno nos degraus, possuindo densidade óptica superior entre eles, diferentemente do ocorrido com os sensores diretos.

Em relação aos sistema de formação da imagem radiográfica digital, o semi-direto, quando comparado ao direto, ocorreu uma divergência de qual aparato foi o mais adequado, sendo que para o direto foi o Al / Cu, enquanto para o semi-direto foi o PMMA / Al. Isso deve-se as propriedades de cada tipo de sensor em relação ao material que foi utilizado.

Salientando-se, ainda, que as imagens trouxeram muitos artefatos em decorrência de defeitos físicos no detector PSP, como má manipulação, dobras, mordidas de paciente, exposição à luz ambiente indevidamente, enfim, utilização de maneira incorreta, impossibilitando seu uso, tratando-as como descartáveis, uma vez que não são, dificultando a visualização de estruturas dentárias para o diagnóstico correto.

Relação Contraste-Ruído - RCR - e Relação Sinal-Ruído - RSR

Como para os detectores digitais diretos, determinou-se, através das séries de poços, a RCR e a RSR para os detectores digitais semi-diretos, em que foram calculadas pelas Equações 3.11 e 3.12, respectivamente. Aqui foram utilizadas as imagens não filtradas. Para estabelecer estes dois parâmetros, foram utilizadas as imagens obtidas como a exposição de 0,32 s para cada aparato em seu respectivo equipamento, para cada um dos dez poços que contém o módulo em alumínio e em acrílico.

Para a realização do cálculo das duas razões foi utilizado o mesmo processo feito para a aquisição direta, demarcando no ImageJ a região de interesse dentro do poço, ROI, e a região fora dele, como mostram as Figuras 4.27(a) e 4.28(a), respectivamente. Os histogramas, para o ROI da região de interesse e para ROI feito fora desta, estão expostos pelas Figuras 4.27(b) e 4.28(b).

Para averiguar o valor médio do sinal e o desvio padrão foi feito o procedimento de posicionamento da ROI em cada um dos dez poços. Somente o valor encontrado do sinal fora da região de interesse, nas radiografias de cada equipamento, foi o mesmo para os cálculos. O mesmo procedimento de seleção dos ROIs no ImageJ foi realizado para ambos os módulos de poços em alumínio e acrílico, nas imagens obtidas por cada equipamento.

As Tabelas 4.26 e 4.27 apresentam os valores de RCR e RSR, respectivamente para o alumínio e o acrílico, para os três equipamentos, em relação as duas sequências de poços.

Tab. 4.26: Resultados de RCR e RSR para os Equipamentos 1, 2 e 3 referentes as séries de poços em Al.

Poços	Equipamento1				Equipamento 2				Equipamento 3			
	RCR		RSR		RCR		RSR		RCR		RSR	
	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b
1	2,49	2,01	85,22	93,69	1,93	2,37	92,93	85,26	1,85	2,55	112,6	107,5
2	3,07	2,06	78,12	83,57	1,95	2,41	94,31	93,11	1,93	2,12	98,89	105,1
3	3,12	1,36	78,46	62,13	1,63	1,98	77,13	76,73	1,74	1,73	107,5	98,93
4	2,85	1,89	79,02	85,81	1,64	1,74	83,83	87,96	1,80	1,29	105,9	117,3
5	2,65	0,98	84,20	95,31	1,45	0,92	95,41	91,78	0,74	0,85	67,59	103,6

Tab. 4.27: Resultados de RCR e RSR para os Equipamentos 1, 2 e 3 referentes as séries de poços em PMMA.

Poços	Equipamento1				Equipamento 2				Equipamento 3			
	RCR		RSR		RCR		RSR		RCR		RSR	
	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b	a	b
1	1,70	2,16	13,80	15,01	1,36	1,10	18,47	19,90	1,83	1,99	18,36	16,13
2	1,60	2,55	14,07	16,19	1,84	1,07	16,19	16,14	1,71	1,75	17,07	16,68
3	1,83	1,34	16,18	13,73	2,26	1,06	15,60	16,97	1,78	1,71	17,49	16,24
4	1,85	1,99	15,64	14,73	2,37	1,09	17,53	16,12	1,21	1,48	17,67	17,62
5	1,36	0,95	14,79	13,50	1,33	0,89	17,68	23,77	1,07	0,52	20,23	14,85

Para os dois materiais usados, percebeu-se que, para a série de poços com profundidade fixa, a RCR manteve-se estável, apresentando pequenas flutuações para os Equipamentos 2 e 3, para o alumínio. Para o Equipamento 3, para o poço 5a, a RCR foi de 0,74, o que não poderia acontecer para esta configuração de poços. Entretanto, houve um artefato, causado pelo mau manuseio da placa, bem no local onde estava localizado este poço, provocando maior ruído.

Em relação aos poços com diâmetro fixo, o comportamento da RCR foi o esperado para ambos materiais e equipamentos, sendo que os poços que possuíam maior profundidade deviam obter as maiores RCR. De mesma forma, conforme a profundidade de cada poço era reduzida, sendo cada vez mais difícil serem vistos, a RCR também deveria diminuir. Apenas o poço 1b, do Equipamento 1, apresentou RCR inferior ao próximo poço, em decorrência de um dano na placa, acarretando maior ruído.

Dessa forma, para ambos materiais e configurações de poços, quanto menor a RCR, menor o poder de visualização de determinado poço em relação a sua vizinhança. Por isso, os poços que possuíam RCR abaixo de 1 foram os menos visíveis nas radiografias. Isso ocorreu principalmente na sequência de poços com diâmetro fixo, em que o último

possui pouca profundidade, quase não distinguindo o poço do ruído.

Sobre as RSR, verificou-se que houve bastante variações. Percebeu-se que o Equipamento 1 foi o que teve a performance mais constante para os poços de profundidade fixa em alumínio e o Equipamento 3, para os de diâmetro fixo em acrílico.

Os poços 1b e 5b do Equipamento 2, demonstraram excelente RSR, havendo pouco ruído em relação ao sinal daquela região. Este desempenho também ocorreu para os poços em alumínio 1a e 4b, referente ao Equipamento 3. Para este mesmo equipamento de raios X, no poço 5a, e para o Equipamento 1, no poço 3b, ambos em alumínio, ocorreu a menor RSR, observando ruído considerável em relação ao sinal. Isso foi percebido, também, para os poços 3b e 5b, ambos do Equipamento 1. Logo, a RSR é um parâmetro importante para a avaliação da qualidade da imagem radiográfica digital, demonstrando como o ruído pode influenciar no sinal e, conseqüentemente, no poder de visualização de estruturas e detalhes.

Em relação ao material que foi utilizado para a confecção dos poços, observou-se que os valores de RSR foram bem superiores para o alumínio quando comparado ao acrílico. Isso deu-se pela interação dos raios X com o material, uma vez que a densidade de ambos é diferente, enquanto o acrílico possui esta próxima da água, $1,18 \text{ g/cm}^3$, o alumínio tem densidade de $2,70 \text{ g/cm}^3$, havendo mais radiação espalhada, provocando uma relação sinal-ruído maior, predominando o efeito Fotoelétrico.

4.3 Discussões Gerais

Um dos parâmetros que são verificados para obter a qualidade de uma imagem é a resolução espacial. O dispositivo para verificar esse fator é chamado padrão-barras, em que estava programado sua construção para esse estudo. Todavia, não foi encontrada nenhuma empresa, em diversas cidades e estados, que possuísse maquinário específico para sua confecção, uma vez que este aparato contém partes muito pequenas, na escala de micrômetros e o intuito do estudo não é a compra de um dispositivo pronto, que é comercializado, mas sim sua elaboração. Por isso, a resolução espacial não foi analisada.

5. CONCLUSÕES

Neste estudo foi avaliada a qualidade da imagem intraoral digital através do desenvolvimento de um objeto de teste confeccionado pela oficina mecânica do departamento de física da universidade de São Paulo. Foram estudados os parâmetros físicos que compõe uma imagem: resolução de baixo contraste, uniformidade e escala de cinza e ruído, a partir da exposição deste objeto de teste, em três diferentes modelos de equipamento de raios X, nos sistemas de aquisição direto e semi-direto da Faculdade de Odontologia da USP em Ribeirão Preto.

Antes de verificar a qualidade dos receptores digitais intraorais e da imagem, a performance dos três equipamentos utilizados foi comprovada a partir de testes de controle da qualidade com seus respectivos limites de tolerância, exigidos pela Portaria Federal 453, dentro do estabelecido, estando aptos para prosseguir com a avaliação.

Como o objetivo deste trabalho foi averiguar a qualidade dos receptores digitais, falhas no sistema de aquisição de radiografias foram detectadas. Isso ocorreu para o sensor RVG, utilizado no Equipamento 1. Com esse erro, a técnica em radiologia que acompanhava os testes, reconheceu a falha, comunicou os responsáveis e este sensor passou a ser utilizado apenas para exames com tempos superiores à 0,32 s.

Este estudo propôs quatro formulações de dispositivo de teste, utilizando três materiais diferentes. Destes, para o sistema de aquisição de imagens direto, para os três equipamentos vistoriados, o melhor conjunto foi de séries de poços em alumínio e *step wedge* em cobre, Al / Cu, demonstrando serem mais eficientes para as análises de resolução de baixo contraste e escala de cinza, apresentando maior número de poços e degraus visíveis. Quando comparado ao DDQA, Al / Cu apresentou tempos de linha de base superiores.

O mesmo conjunto de materiais não foi o que apresentou melhor performance no sistema de aquisição semi-direto. Para este, foi o dispositivo composto por séries de poços em acrílico e *step wedge* em alumínio, PMMA / Al, que apresentou-se mais satisfatório. Quando comparado ao DDQA, PMMA / Al apresentou resultados similares, para o tempo de 0,32 s, sendo uma boa opção de dispositivo de teste.

Essa diferença de dispositivos para serem utilizados em cada sistema de imagem dá-se pela composição dos detectores, uma vez que o processo de formação da imagem é diferente entre os sistemas. Os diretos são semicondutores, ou seja, o processo de conversão da energia dos raios X em sinal é direto. Entretanto, as placas de material fosforescente con-

vertem a energia da radiação em sinal de forma semi-direta, sendo os raios X convertidos em luz, primeiramente.

Dessa forma, concluiu-se que o dispositivo desenvolvido é eficiente e pode ser inserido em um programa de controle da qualidade. Este apresentou bons resultados, garantindo boa resolução de baixo contraste da imagem, sendo possível a visualização de pequenas estruturas, e a escala de cinza e uniformidade dos tons, com degraus bem definidos. Pelas análises longitudinais, fica estabelecido que o objeto de teste pode ser utilizado, mantendo a constância dos resultados com vistoria mensal, principalmente para o Equipamento 3.

Por fim, pode-se afirmar que a lacuna que há no Brasil, referente a falta de um dispositivo de teste fabricado nacionalmente, específico para o controle da qualidade da imagem radiográfica digital intraoral, e que traga, em uma única imagem obtida, todos os parâmetros que são pertinentes para avaliar sua qualidade, foi minimizado. Com isso, o dispositivo elaborado por este estudo pode ser implementado em sistemas de aquisição de imagens digital, direto ou indireto, com a formulação de um *kit*, de boa funcionalidade e de utilização simples e prática, a fim de garantir a qualidade da imagem radiográfica digital intraoral nas clínicas odontológicas brasileiras, sendo os materiais usados na construção dos compartimentos de baixo custo e de fácil disponibilidade, tanto de oferta quanto de manuseio.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] BUSHBERG, J. T. *et al.* **The essential physics of medical imaging**. 3. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [2] HAITER NETO, F.; MELO, D. P. de. Radiografia Digital. **Revista da Associação Brasileira de Radiologia Odontológica**, Cascavel, v. 11, n. 1, p. 5-17, jan./jun. 2010.
- [3] PARKS, E. T. Digital radiographic imaging. Is the dental practice ready? **The Journal of the American Dental Association – JADA**, Chicago, v. 139, n. 4, p. 477-481, abr. 2008.
- [4] TRAVASSOS, P. C. B. *et al.* Objeto de teste de baixo custo para radiologia computadorizada. **Revista Brasileira de Física Médica**, São Paulo, v. 6, n. 2, p. 61-64, 2012.
- [5] SOARES, J. C. de A. C. R. **Princípios de Física em Radiodiagnóstico**. 2. ed. São Paulo: Colégio Brasileiro de Radiologia, 2008.
- [6] BUCHANAN, A. *et al.* Perception versus realityd – findings from a phosphor plate quality assurance study. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, Augusta, v. 123, n. 4, p. 496-501, abr. 2017.
- [7] JOHNS, E. H.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology**. 4. ed. Springfield: Charles C. Thomas, 1983.
- [8] DENIZ, Y.; KAYA, S. Determination and classification of intraoral phosphor storage plate artifacts and errors. **Imaging Science in Dentistry**, Antalya, v. 49, n. 3, p. 219-228, mai. 2019.
- [9] ELIMPEX MEDIZINTECHNIK GESMBH. **Dental radiology**. Disponível em: <http://www.elimpex.com/>. Acesso em: 13 jun. 2019.
- [10] DOMO TECHNICA. **CDRH Dental Image Quality Test Tool**. Disponível em: <https://domotech.com.au/product/cdrh-dental-image-quality-test-tool/>. Acesso em: 13 jun. 2019.

-
- [11] QUART – QUALITY ASSURANCE IN RADIOLOGICAL TECHNOLOGIES. **QUART Dent/DigiTest 2.1**. Disponível em: <https://quart.de/en/dental/quart-dentdigitest-21>. Acesso em: 13 jun. 2019.
- [12] DIQUAD, LLC. **Diquad provides a complete service for dental offices, evaluating dental x-ray image quality and radiation dose**. Disponível em: <http://www.diquad.com/services.html>. Acesso em: 13 jun. 2019.
- [13] ESKANDARLOO, A. *et al.* Evaluation of the Effect of Light and Scanning Time Delay on The Image Quality of Intra Oral Photostimulable Phosphor Plates. **The Open Dentistry Journal**, Hamadan, v. 11, p. 690-700, nov. 2017.
- [14] YAKOUMAKIS, E. N. *et al.* Image quality assessment and radiation doses in intraoral radiography. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**. Athens, v. 91, n. 6, p. 361-368, mar. 2001.
- [15] GONZALEZ, L. *et al.* Evaluating Phantom Image Quality Parameters to Optimise Patient Radiation Dose In Dental Digital Radiology. **Radiation Protection Dosimetry**, Madri, v. 151, n. 1, p. 95-101, jan. 2012.
- [16] HELLÉN-HALME, K.; JOHANSSON, C.; NILSSON, M. Comparison of the performance of intraoral X-ray sensors using objective image quality assessment. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, Malmö, v. 121, n. 5, p. e129-e137, mai. 2016.
- [17] MAH, P; MCDAVID, W. D; DOVE, S. B. Quality assurance phantom for digital dental imaging. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, San Antonio, v. 112, n. 5, p. 632-639, nov. 2011.
- [18] UDUPA, H. *et al.* Evaluation of image quality parameters of representative intraoral digital radiographic systems. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, San Antonio, v. 116, n. 6, p. 774-783, dez. 2013.
- [19] CLARK, L. J. *et al.* Effect of image sharpening on radiographic image quality. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Loma Linda, v. 120, n. 6, p. 927-933, dec. 2018.
- [20] REEVES, T. E.; LIEN, W.; MAH, P. Quality assurance phantom for digital dental imaging. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology**, San Antonio, article in press p. 1-13, 2020.

-
- [21] MINISTÉRIO DA SAÚDE, Portaria Federal 453. **Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**. Brasília: Diário Oficial da União, 02 jun. 1998.
- [22] AAPM – AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Acceptance testing and quality control of dental imaging equipment: AAPM TG 175 report**. 2016. Disponível em: https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_175.pdf. Acesso em: 13 jun. 2019.
- [23] OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. M. **Física das Radiações**. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.
- [24] CURRY, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY JR. R. C.; **Christensen's Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology**. 4. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1990.
- [25] SPRAWLS, P. J. **Principles of Medical Imaging**. 4. ed. Atlanta: Emory University Scholl of Medicine, 1987.
- [26] TAUHATA, L. *et al.* **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 5. ed. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria - CNEN, 2003.
- [27] ATTIX, F. H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**. Weinheim: WILEY-VCH, 2004.
- [28] TEICH, S. *et al.* Image quality evaluation of eight complementary metal-oxide semiconductor intraoral digital X-ray sensors. **International Dental Journal**, Haifa, v. 66, p. 264-271, 2016.
- [29] AAPM – AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE. **Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems: AAPM TG 93 report**. 2006. Disponível em: https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_93.pdf. Acesso em: 16 jun. 2019.
- [30] BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. 9. ed. Rio de Janeiro: MOSBY Elsevier, 2010.
- [31] GARCÍA, V. D. F. *et al.* Detecting the manipulation of digital clinical records in dental practice. **Radiography**, Madri, v. 23, p. e103-e107, jun. 2017.
- [32] WIDMANN, G. *et al.* Spatial and contrast resolution of ultralow dose dentomaxillofacial CT imaging using iterative reconstruction technology. **Dentomaxillofacial Radiology**, Bangkok, v. 46, p. 1-8, jan. 2017.

-
- [33] UNITED NATIONS SCIENTIFIC COMMITTEE ON THE EFFECTS OF ATOMIC RADIATION – UNSCEAR. **Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation**. Nova York: United Nations, 10-14 jun. 2019.
- [34] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY – IEAE. **Radiological Protection of Patients in Diagnostic and Interventional Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy**. Málaga, 26,30 mar. 2001.
- [35] MINISTÉRIO DA SAÚDE, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico Médico: desempenho de equipamentos e segurança**. Brasília: Ministério da Saúde, 2005.
- [36] MINISTÉRIO DA SAÚDE, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Serviços Odontológicos: Prevenção e Controle de Riscos**. Brasília: Ministério da Saúde, jan. 2006.
- [37] IEC – INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION. **Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in the determination of characteristics: IEC 61267**. Geneva: International Electrotechnical Commission, 2005.
- [38] ANDRADE, P. S. S. **Elaboração de um procedimento para controle de qualidade em sistemas de radiodiagnóstico odontológico**. 2007. Dissertação (mestrado). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN, São Paulo.
- [39] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION – ICRP. **ICRP Publication 26**. Estocolmo, 1978.